



Titre: Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la
Title: planification de l'instrumentation chirurgicale

Auteur: Yvan Petit
Author:

Date: 2002

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Petit, Y. (2002). Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour
Citation: la planification de l'instrumentation chirurgicale [Thèse de doctorat, École
Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7095/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7095/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:**
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA FLEXIBILITÉ DU RACHIS
SCOLIOTIQUE POUR LA PLANIFICATION DE L'INSTRUMENTATION
CHIRURGICALE

YVAN PETIT

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR (Ph.D.)
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

DÉCEMBRE 2002

National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

Acquisitions et
services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-612-81715-6

Our file Notre référence

ISBN: 0-612-81715-6

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée:

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA FLEXIBILITÉ DU RACHIS SCOLIOTIQUE
POUR LA PLANIFICATION DE L'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE

présentée par: PETIT Yvan

en vue de l'obtention du diplôme de: Philosophiae Doctor

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. MATHIEU Pierre, Ph. D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. LABELLE Hubert, M.D., membre et co-directeur de recherche

Mme. NUÑO Natalia, Ph.D., membre

M. RANCOURT Denis, Ph.D., examinateur externe

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mes directeur et codirecteur de recherche, le Dr Carl-Éric Aubin, professeur agrégé au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal et le Dr Hubert Labelle, chirurgien orthopédiste à l'Hôpital Sainte-Justine et professeur au département de chirurgie de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal, pour m'avoir proposé ce projet original et m'avoir encadré tout au long de mon projet de doctorat. Leur confiance, leurs encouragements continuels et leur enthousiasme m'ont considérablement aidé à relever les défis que présentait ce sujet encore peu exploré.

J'adresse également mes remerciements aux étudiants et associés de recherche des Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D) et Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur (LMBCAO) avec qui ces dernières années ont été fort agréables. J'aimerais également remercier plus particulièrement les associés de recherche Éric Chagnon, Eltha Parfait et Radu Stirbu qui ont, plus souvent qu'à leur tour mais toujours avec un grand dévouement, partagé les hauts et les bas d'un projet de simulateur de chirurgie. J'aimerais également souligner la collaboration de Frédéric Verniest, étudiant au doctorat de l'Université de Valenciennes, au début de ce projet ainsi que le support technique de Vicky Bussièrès et Philippe Labelle pour les numérisations radiographiques. J'aimerais également remercier le Dr Charles-Hilaire Rivard, chirurgien orthopédiste à l'Hôpital Sainte-Justine, pour sa

collaboration précieuse lors des mesures intra-opératoires pour les patients de cette étude qu'il a opérés.

Des remerciements particuliers s'adressent également au Dr Farida Cheriet, professeure au département de génie informatique qui a cru et a su mettre en valeur certaines de mes idées connexes à ce projet. J'aimerais également la remercier pour sa grande générosité et son éternel optimisme qui, lors de nos nombreuses discussions, ont su m'encourager dans mon cheminement.

Finalement, je désire exprimer ma plus sincère reconnaissance à ma conjointe Virginie, pour sa patience et ses encouragements de même qu'à mon petit rayon de soleil, Arnaud, qui sait faire la joie de ses parents à tous les jours.

Ce projet de doctorat a été financé en grande partie par le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG), le Fonds de Recherche en Santé et le Fond pour les Chercheurs et l'Aide à la Recherche du Québec (FRSQ-FCAR Santé), la Fondation de l'Hôpital Sainte-Justine et la Fondation de Polytechnique.

Résumé

La flexibilité du rachis scoliotique est un facteur biomécanique important pour la planification de l'instrumentation chirurgicale. Des tests cliniques d'évaluation de cette flexibilité tels que l'inflexion latérale volontaire ou avec point d'appui et la traction sont couramment utilisés pour estimer la réductibilité des courbes scoliotiques, identifier les segments rigides du rachis et déterminer les niveaux vertébraux qui seront fusionnés. Le test d'inflexion latérale est à l'heure actuelle le plus utilisé et est considéré comme la référence. Toutefois, aucun des ces tests n'évalue réellement la flexibilité du rachis puisque les forces en jeux ne sont pas connues. De plus, il n'existe actuellement pas de consensus sur le test optimal et de méthodologie reproductible pour prédire la réductibilité des courbes scoliotiques. La flexibilité du rachis est aussi un paramètre important pour la définition du comportement des modèles biomécaniques.

L'objectif général de cette thèse de doctorat est donc de développer un outil d'évaluation de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale. Les hypothèses posées sont que : la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique influence la correction obtenue lors de l'instrumentation chirurgicale; un modèle biomécanique qui représente les manœuvres d'instrumentation chirurgicale en intégrant la géométrie et la flexibilité segmentaire spécifiques aux patients peut simuler la correction en vue de la planification chirurgicale.

Une nouvelle méthode d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique à l'aide d'un modèle biomécanique à multi-corps flexibles a donc été proposée. Les vertèbres sont représentées par des corps rigides et les éléments intervertébraux sont définis par des joints sphériques et des ressorts de torsion. Les propriétés mécaniques du modèle, initialisées avec des données expérimentales tirées de la littérature, sont ajustées par segment avec un algorithme d'optimisation en fonction de la réductibilité des déformations scoliotiques mesurée expérimentalement lors d'un test d'inflexion latérale. Le modèle biomécanique personnalisé a ensuite été utilisé pour modéliser les manœuvres d'instrumentation chirurgicale et étudier l'influence de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique. Le modèle d'instrumentation chirurgicale, défini à partir d'une analyse fonctionnelle, représente les implants comme des corps rigides, la tige comme un corps déformable (ou non) et les manœuvres à l'aide de liaisons et de commandes cinématiques. L'instrumentation chirurgicale a été simulée avec plusieurs valeurs de paramètres de personnalisation des propriétés mécaniques dont les valeurs spécifiques aux patients et les résultats ont été comparés à la correction chirurgicale mesurée par reconstruction 3D pré- et post-instrumentation.

L'évaluation de la flexibilité segmentaire du rachis de 10 patients scoliotiques démontre que cette méthode permet de réduire de 50 % la somme des différences au carré des angles de Ferguson des segments scoliotiques simulés et mesurés sur les radiographies en inflexion latérale. La méthode proposée a permis de discriminer les segments flexibles ($\alpha \leq 0,8$) et les segments rigides ($\alpha \geq 1,2$) en fonction d'une

classification basée sur les paramètres d'ajustement mécanique (α_i) du modèle. Cette étude suggère que la variabilité inter-individuelle de la flexibilité segmentaire du rachis exprimé par les coefficients d'ajustement mécanique est importante ($\alpha_i = 2,5 \pm 2,0$) chez les patients scoliotiques et doit être considérée dans les modèles biomécaniques pour représenter adéquatement le comportement du rachis scoliotique lors de l'instrumentation chirurgicale.

La modélisation de l'instrumentation chirurgicale Colorado 2 du rachis de 7 patients scoliotiques suggère une bonne adéquation avec la correction chirurgicale mesurée par reconstruction 3D. En effet, les différences observées pour l'angle de Ferguson sont de $2,3^\circ \pm 2,0^\circ$ (moyenne \pm écart-type) dans le plan frontal et $2,2^\circ \pm 4,1^\circ$ dans le plan sagittal. L'utilisation des paramètres mécaniques spécifiques aux patients entraîne une faible amélioration du modèle d'instrumentation pour l'angle de Ferguson dans les plans frontal ($1,3^\circ \pm 4,4^\circ$) et sagittal ($2,0^\circ \pm 3,9^\circ$) et des changements négligeables pour l'orientation du plan de déformation maximale. Le modèle d'instrumentation prédit des couples de rotation (0,2 Nm à 28 Nm) et des forces latérales de rapprochement moyennes sur la tige correctrice vraisemblables (≤ 611 N sauf pour un patient) qui sont de l'ordre des valeurs rapportées dans la littérature.

Bien que la personnalisation des propriétés mécaniques entraîne seulement une faible amélioration du modèle d'instrumentation chirurgicale, l'étude de sensibilité met en évidence l'influence des propriétés mécaniques segmentaires du rachis scoliotique

lorsque la flexibilité de la tige correctrice est représentée. Enfin, les patients avec des segments thoraciques et lombaires flexibles présentent une réduction de l'angle de Ferguson thoracique dans le plan frontal significativement plus élevée suite à l'instrumentation chirurgicale ($\geq 63\%$ versus $\leq 45\%$).

Ces résultats permettent de conclure que la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique influence la correction obtenue lors de l'instrumentation chirurgicale et que le modèle biomécanique de l'instrumentation chirurgicale Colorado 2 incluant des propriétés géométriques et mécaniques spécifiques aux patients permet de prédire adéquatement cette correction. Les outils d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique et de modélisation de l'instrumentation chirurgicale Colorado 2 développés et validés dans ce travail permettent donc de confirmer l'importance de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification chirurgicale. Ces outils pourront éventuellement être utilisés pour élaborer la stratégie opératoire en permettant au chirurgien d'évaluer et de mieux comprendre l'effet des différents choix qu'il effectue. Le modèle biomécanique personnalisé du rachis et de l'instrumentation Colorado 2 constituera un outil sophistiqué qui permettra de rationaliser les stratégies opératoires et d'évaluer les générations futures d'instrumentations chirurgicales dans le but d'améliorer le traitement chirurgical de la scoliose et la qualité de vie des patients.

Abstract

The flexibility of the scoliotic spine is an important biomechanical parameter to take into account in the planning of the surgical instrumentation. It is clinically assessed by means of flexibility tests such as voluntary or fulcrum side bending and traction in order to assess the reducibility of the curves as well as the levels to instrument. Even if the maximum voluntary supine side-bending test is considered as the gold standard, there is currently no consensus on the optimal flexibility test. Moreover, these tests do not really estimate the flexibility of the spine since the forces involved are not known. The flexibility of the spine is also an important parameter in defining the behavior of biomechanical models.

The main objective of this thesis is to develop tools to estimate the flexibility of the scoliotic spine for the planning of surgical instrumentation. The hypotheses tested in this thesis are: that the segmental flexibility of the scoliotic spine affects the correction following the surgical instrumentation and that a biomechanical model of the surgical instrumentation incorporating patient-specific geometric and mechanical properties could estimate adequately the correction for the planning of surgical instrumentation.

A novel method was developed for the identification of patient-specific mechanical properties of the scoliotic spine using a multi-body model. Vertebrae were represented as rigid bodies and intervertebral elements were defined using a spherical joint and three torsion springs. The initial mechanical properties of motion segments

were defined from *in-vitro* experimental data reported in the literature. They were adjusted using an optimization algorithm to reproduce the reducibility of scoliotic deformities measured on the lateral bending radiographs. The personalized model was then used to simulate the surgical instrumentation and to investigate on the relationships between the segmental flexibility of the scoliotic spine and the correction following the surgical instrumentation. This model was defined from a functional analysis and represents the implants as rigid bodies, the rod as a deformable (optional) body and the maneuvers using kinematic constraints. The surgical instrumentation was simulated with a number of mechanical properties of the spine and compared with post-instrumentation 3D reconstructions.

The adjustment of the mechanical parameters of 10 scoliotic patients allowed reducing of 50% the sum of the squared differences between simulated and experimentally measured Ferguson angles in lateral bending. The classification of the flexibility of spine segments based on the computed mechanical modulation parameters (α_i) allowed to discriminate flexible ($\alpha \leq 0,8$) and rigid ($\alpha \geq 1,2$) scoliotic curves. This study shows that the inter-individual variability of the scoliotic spine flexural rigidity is important ($\alpha_i = 2,5 \pm 2,0$) and should be considered into biomechanical models.

The simulation of the surgical instrumentation maneuvers of 7 scoliotic patients adequately predicted the surgical correction. Differences between the simulated and measured Ferguson angles in the frontal and the sagittal planes respectively were

$2,3^{\circ} \pm 2,0^{\circ}$ and $2,2^{\circ} \pm 4,1^{\circ}$ before the adjustment of mechanical properties. The personalization slightly improved the Ferguson angles predicted in the frontal plane ($1^{\circ} \pm 4^{\circ}$) and the sagittal plane ($2,0^{\circ} \pm 3,9^{\circ}$) but no significant change was observed for the plane of maximum curvature. The model also predicts plausible torque reactions (from 0,2 Nm to 28 Nm) and lateral forces (≤ 611 N except for one patient) between the rod and the implant during the rod rotation and translation maneuvers.

Although the personalization of mechanical properties led to few improvements, the sensitivity study emphasizes the influence of the segmental flexibility of the scoliotic spine while the flexibility of the rod is also considered. Moreover, the reduction of Ferguson angles in the frontal plane was more important for patients presenting flexible thoracic and lumbar spine segments ($\geq 63\%$) than others ($\leq 45\%$).

These results clearly demonstrate that the segmental flexibility of the scoliotic spine affects the correction following the surgical instrumentation and that the biomechanical model of the surgical instrumentation adequately predicts this correction. The *in-vivo* identification of mechanical properties of the scoliotic spine improves the capability of biomechanical models to adequately predict surgical correction as a function of the instrumentation strategy. Such biomechanical model should help clinicians in the planning of surgical instrumentation maneuvers and provide sophisticated tools to develop and evaluate the new generations of surgical instrumentation.

Table des matières

Remerciements	iv
Résumé	vi
Table des matières	xiii
Liste des tableaux	xvi
Liste des Figures.....	xviii
Chapitre 1. Introduction	1
Chapitre 2. Revue des connaissances.....	5
2.1. Anatomie fonctionnelle du rachis sain	5
2.2. Les déformations scoliotiques du rachis	8
2.3. Évaluation des déformations scoliotiques	10
2.4. Imagerie tridimensionnelle pour la planification et le traitement chirurgical de la scoliose	15
2.4.1. Article no 1: "3-D Imaging for the Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis"	15
2.5. Biomécanique de l'instrumentation chirurgicale postérieure du rachis scoliotique	37
2.6. Étude de la flexibilité du rachis.....	45
2.6.1. Méthodes expérimentales de mesure <i>in vitro</i> des propriétés structurelles du rachis.....	45
2.6.2. Méthodes d'évaluation <i>in-vivo</i> de la flexibilité du rachis scoliotique.....	50

2.7. Étude du comportement biomécanique du rachis scoliotique lors de l'instrumentation chirurgicale à l'aide de modèles biomécaniques	52
Chapitre 3. Hypothèses, objectifs, méthodes et résultats	59
3.1. Description globale de l'approche méthodologique	60
3.2. Définition du modèle biomécanique générique du rachis scoliotique	62
3.2.1. Article no 2. Kinematics of the Scoliotic Spine Instrumentation: Analysis of Intervertebral Rotations and Centres of Rotation	63
3.2.2. Propriétés mécaniques initiales du modèle.....	92
3.3. Évaluation in-vivo de la flexibilité du rachis scoliotique.....	94
3.3.1. Article no 3. Patient-Specific Mechanical Properties of a Flexible Multi- body Model of the Scoliotic Spine	94
3.4. Modélisation de l'instrumentation chirurgicale Colorado 2	118
3.4.1. Analyse fonctionnelle de l'instrumentation Colorado 2	119
3.4.2. Modélisation des manœuvres d'instrumentation chirurgicale	133
3.5. Étude de l'influence de la flexibilité du rachis scoliotique sur la correction chirurgicale.....	140
3.5.1. Simulation de l'instrumentation chirurgicale avec et sans personnalisation des propriétés mécaniques du modèle	140
3.5.2. Résultats de simulation.....	143
Chapitre 4. Discussion	151
Chapitre 5. Conclusions et recommandations.....	165

Références	170
Annexe 1 – Article sur la relation entre la flexibilité et la correction chirurgicale	191

Liste des tableaux

Tableau 3.1 Article no.2 Table 1 Characteristic of the Two Groups of Patients. Cobb angles were computed from the 3D reconstructed pre-operative geometry of the spine with the method described by Delorme et al. (2000a, 2000b).	85
Tableau 3.2 Article no.2 – Table 2 Average (and standard deviation) location of intervertebral centres of rotation relative to the reference vertebra coordinate system for Cotrel-Dubousset (C-D) and Colorado (CL) instrumentation systems.	86
Tableau 3.3 Coefficients de corrélation entre les déplacements principaux et les couplages tirés de Oxland et coll. (1992) et Panjabi et coll. (1976a, 1976b, 1994)	94
Tableau 3.4 Article no.3 - Table 1 Initial mechanical properties of the multi-body model of the scoliotic spine.....	113
Tableau 3.5 Article no.3 - Table 2 Average values (and standard deviation) of Ferguson angles and lateral bending amplitude measured on the radiographs and predicted from bending simulations with and without personalization of mechanical properties	114
Tableau 3.6 Article no.3 - Table 3 Average (and standard deviation) Intervertebral Moments (Nm) in the frontal plane at selected intervertebral levels	115
Tableau 3.7 Analyse fonctionnelle de la liaison crochet pédiculaire-agrafe-vertèbre ..	123
Tableau 3.8 Analyse fonctionnelle de la liaison vis pédiculaire-vertèbre lombaire.....	125
Tableau 3.9 Analyse fonctionnelle des liaisons tige-clip-implant à l'étape du raccordement de la tige aux implants.....	129

Tableau 3.10 Analyse des liaisons tige-clip-implant à l'étape du serrage des écrous ...	132
Tableau 3.11 Analyse des liaisons tige-implants à l'étape de la rotation de la tige.....	133
Tableau 3.12 Paramètres de personnalisation mécanique du rachis des patients scoliotiques pour la simulation de l'instrumentation Colorado 2	141
Tableau 3.13 Forces et moments appliqués lors des manœuvres de raccordement de la tige aux implants et de la rotation de la tige.....	144
Tableau 3.14 Angle de Ferguson dans le plan frontal du segment thoracique lors de manœuvres d'instrumentation Colorado 2.....	146
Tableau 3.15 Angle de Ferguson dans le plan sagittal du segment thoracique lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2.....	147
Tableau 3.16 Orientation du plan de courbure maximum du segment thoracique lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2.....	148
Tableau 3.17 Rotation axiale de la vertèbre apicale thoracique lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2	149

Liste des Figures

Figure 2.1 La colonne vertébrale normale (Marieb, 1993)	6
Figure 2.2 Structure d'une vertèbre typique (Marieb, 1993)	7
Figure 2.3 Articulation intervertébrale (Marieb, 1993)	8
Figure 2.4 Déformations scoliotiques a) régionales du rachis (Bradford et coll., 1995) et b) intrinsèques des vertèbres (White et Panjabi, 1990)	10
Figure 2.5 Mesure de l'angle de Cobb a) dans le plan frontal, b) dans le plan sagittal (Delorme et coll., 2002)	11
Figure 2.6 Calcul de l'angle de Cobb dans le plan de courbure maximale et de l'orientation de ce plan par rapport au plan sagittal (Delorme et coll., 2002)	12
Figure 2.7 Calcul du déséquilibre du rachis dans le plan frontal et sagittal (Delorme et coll., 2002)	14
Figure 2.8 Article no. 1 Figure 1 3-D representation of the spine, the rib cage and the pelvis of a scoliotic patient: a) wireframe representation of the 3-D reconstructed anatomic landmarks; b) surface representation of the refined 3-D geometric model	33
Figure 2.9 Article no.1 Figure 2 3-D representation of the back of a scoliotic patient obtained by surface topography: a) surface representation; b) with texture	34
Figure 2.10 Article no.1 Figure 3 Analysis of intrinsic deformities of a scoliotic specimen: a) Photographs; b) geometric representation of its spine obtained from the 3-D analysis of CT scans	35

Figure 2.11 Article no.1 Figure 4 Biomechanical simulation of the Cotrel-Dubousset instrumentation, with results of the simulation at three steps of the surgery: a) Hooks and screws placement, b) Rod insertion (translation) and c) Rod rotation maneuver	36
Figure 2.12 Insertion a) d'une vis pédiculaire et b) d'un crochet pédiculaire avec son agrafe (Sofamor Danek Group, 1999).....	41
Figure 2.13 Cintrage et insertion de la tige Colorado 2 sur les implants (Sofamor Danek Group, 1999)	42
Figure 2.14 Rotation et maintien de la tige dans le plan sagittal (Sofamor Danek Group, 1999).....	43
Figure 2.15 Réalignement des clips par rapport aux implants et réduction de la distance entre la tige et le rachis lors du serrage des écrous (Sofamor Danek Group, 1999)	44
Figure 2.16 Montages expérimentaux utilisant un appareil a) commercial (Adams, 1995) ou b) fabriqué sur mesure (Lavaste et coll., 1990).....	46
Figure 2.17 Spécimens cadavériques a) unité fonctionnelle T12-L1 (Boudreault, 1994) b) segment L1-S1 (Hedman et Fernie, 1997).....	47
Figure 2.18 Description des 6 degrés de liberté de charges appliquées et de déplacements mesurés (Wilke et coll., 1998).....	48
Figure 2.19 Caractéristiques biomécaniques mesurées lors de tests expérimentaux (adapté de Wilke et coll., 1998).....	49

Figure 2.20 Principaux tests de flexibilité: inflexion latérale a) volontaire, b) avec point d'appui thoracique (Klepps et coll., 2001) et c) traction (Matsumoto et coll., 1997)	51
Figure 3.1 Approche méthodologique et structure du chapitre	61
Figure 3.2 Article no.2 – Figure 1 Definition of the local coordinate system of the reference vertebra: Xl, Yl and Zl axes define the anterior, the left and the vertical directions of the vertebral coordinate system and the origin is located to the midpoint of pedicles.	87
Figure 3.3 Article no.2 – Figure 2 Variation of the mean estimation error of intervertebral rotation (ϵ_r) with increasing 3D reconstruction errors	88
Figure 3.4 Article no.2 – Figure 3 Variation of the mean estimation error of C (ϵ_p) with increasing 3D reconstruction errors and intervertebral rotation	89
Figure 3.5 Article no.2 – Figure 4 Centers of rotation location for all patients reported on a normal spine geometry: a) frontal view and b) sagittal view. The light ellipsoids represent the location of the C and its variability (the radius in each direction is the standard deviation of the C)	90
Figure 3.6 Article no.2 – Figure 5 Average (and STD) of intervertebral rotations for Colorado and C-D instrumentations: a) in the frontal plane (around X axis), b) in the sagittal plane (around Y' axis) and c) in the transverse plane (around Z" axis). Asterisks (*) identify levels where significant differences ($p < 0.05$) were found between the two patient groups.	91

Figure 3.7 Article no.3 – Figure 1 Geometric representation of the multi-body model of the spine and of the location of intervertebral joints. The local coordinate system of a functional unit is located at the center of the vertebral body of the inferior vertebra and Xl, Yl and Zl local	116
Figure 3.8 Article no.3 – Figure 2 Ferguson angles of the spine segments and amplitude of lateral bending movement measured on the a) left and b) right bending radiographs.	117
Figure 3.9 Surfaces fonctionnelles de l'interface crochet pédiculaire-vertèbre.....	121
Figure 3.10 Surfaces fonctionnelles de l'interface vis pédiculaire-vertèbre.....	124
Figure 3.11 Surfaces fonctionnelles de l'interface tige-clip-implant à l'étape du raccordement de la tige aux implants	128
Figure 3.12 Surfaces fonctionnelles à l'interface tige-clip-implant à l'étape du serrage des écrous.....	131
Figure 3.13 Configuration intra-opératoire de prise des radiographies et images radiographiques pré-instrumentation postéro-antérieure et latérale d'un patient ..	134
Figure 3.14 Modèle du rachis et de l'instrumentation Colorado 2 suite à la première étape de modélisation (patient 1466948).....	137
Figure 3.15 Modèle de l'instrumentation Colorado 2 lors du raccordement de la tige aux implants (patient 1466948): a) initial, b) intermédiaire, c) complet.	138
Figure 3.16 Modèle de l'instrumentation Colorado 2 après rotation de la tige correctrice et serrage des écrous (patient 1466948).	139

Figure 3.17 Influence de la flexibilité du rachis scoliotique comparativement à celle de la tige correctrice lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2.....	150
Figure 4.1 Illustration de l'influence de l'amplitude d'inflexion latérale sur les coefficients d'ajustement mécanique (α).....	153

Chapitre 1. Introduction

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe du tronc qui affecte plus particulièrement les adolescentes durant leur poussée de croissance pubertaire. Ce déséquilibre implique des déformations régionales du rachis et de la cage thoracique dans le plan frontal et dans le plan sagittal, des rotations vertébrales dans le plan transverse ainsi que des déformations intrinsèques des vertèbres, des côtes et du bassin. Environ une personne atteinte de scoliose idiopathique sur mille nécessitera un traitement chirurgical par instrumentation et fusion osseuse (Bradford et coll. 1995). Les objectifs visés par l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique sont principalement de corriger les déformations scoliotiques régionales pour réaligner le rachis, de procurer une stabilité biomécanique suffisante pour maintenir cette correction après la chirurgie et de promouvoir la fusion osseuse du segment instrumenté du rachis. Les techniques d'instrumentation segmentaire du rachis couramment utilisées sont complexes et nécessitent une planification pré-opératoire détaillée considérant un grand nombre de paramètres biomécaniques dont la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique. De plus, il n'y a pas actuellement de consensus concernant la stratégie de correction chirurgicale optimale.

La flexibilité du rachis scoliotique est un facteur biomécanique important qui est considéré dans la prise de décisions au moment de la planification opératoire de même que pour définir la forme de la tige cintrée lors de l'intervention chirurgicale. Des tests

cliniques d'évaluation de la flexibilité du rachis scoliotiques sont utilisés pour estimer la réductibilité des courbes scoliotiques, identifier les segments rigides du rachis et déterminer les niveaux vertébraux qui seront fusionnés (Klepps et coll., 2001). Le test d'inflexion latérale est à l'heure actuelle le plus utilisé et est souvent considéré comme la référence parmi ces méthodes (Klepps et coll., 2001). Toutefois, aucun de ces tests n'évalue réellement la flexibilité du rachis puisque les forces en jeux ne sont pas connues. De plus, il n'y a pas de consensus actuellement sur le test optimal pour prédire la réductibilité des courbes scoliotiques.

La connaissance des propriétés structurelles du rachis est également essentielle pour la définition de modèles biomécaniques permettant de simuler les manœuvres d'instrumentation chirurgicale de la colonne vertébrale scoliotique. Ces modèles donnent en général de bons résultats dans le plan frontal pour prédire la correction du segment instrumenté. Toutefois, ils ne permettent pas de prédire adéquatement la correction dans les plans transverse et sagittal ni des vertèbres adjacentes au segment instrumenté (Stokes et coll., 1999). Ces différences peuvent être attribuées au niveau de simplification et au manque de compréhension du phénomène modélisé. En particulier, les propriétés mécaniques de ces modèles sont généralement tirées de la littérature ou d'expérimentations *in vitro* qui ne représentent pas nécessairement celles des patients scoliotiques.

Les objectifs de cette thèse sont donc d'évaluer *in-vivo* la flexibilité segmentaire du rachis de patients scoliotiques et de modéliser les manœuvres d'instrumentation du

rachis scoliotique à l'aide d'un modèle biomécanique intégrant la géométrie et la flexibilité segmentaire spécifiques aux patients. Ces outils innovateurs ont pour but d'étudier la relation entre la flexibilité des segments scoliotiques et la correction obtenue par instrumentation chirurgicale et d'aider les chirurgiens à établir leur stratégie opératoire avec des outils d'évaluation rationnels.

Cette thèse présente donc le développement et l'exploitation d'une méthode d'évaluation de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique et un modèle d'instrumentation chirurgicale intégrant des données géométriques et mécaniques spécifiques aux patients sous la forme de trois articles ainsi que de résultats complémentaires. Chacun des articles représente une contribution scientifique importante pour cette thèse. Ainsi, suite à cette introduction, le chapitre 2 présente d'abord une brève revue de l'anatomie fonctionnelle du rachis sain et scoliotique ainsi que les principales méthodes d'évaluation des déformations scoliotiques. Par la suite, une revue critique des récents développements en imagerie médicale 3D pour le traitement chirurgical de la scoliose est présentée dans le cadre du premier article de cette thèse. Cet article discute notamment de la pertinence clinique de ces techniques d'imagerie 3D en ce qui a trait à la meilleure compréhension de la nature tridimensionnelle des déformations scoliotiques ainsi que de leur potentiel d'application pour l'assistance et la planification du traitement chirurgical de la scoliose. Enfin, ce chapitre comprend également une revue de la biomécanique de l'instrumentation chirurgicale postérieure du rachis scoliotique et des différentes méthodes expérimentales

et de modélisation biomécanique de la flexibilité du rachis lors de l'instrumentation chirurgicale. Le chapitre 3 présente d'abord la problématique et le cadre méthodologique de cette thèse. Par la suite, le deuxième article présente une étude permettant de documenter les centres de rotation intervertébrale lors de l'instrumentation chirurgicale. Ces résultats sont ensuite repris dans le troisième article pour définir le modèle biomécanique du rachis scoliotique ainsi que la méthode d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique proposée dans ce travail. Des résultats complémentaires sont finalement présentés concernant la modélisation de l'instrumentation chirurgicale Colorado 2 et l'étude de l'influence de la flexibilité du rachis scoliotique sur la correction chirurgicale observée. Une discussion générale des résultats est ensuite présentée au chapitre 4. Finalement, le chapitre 5 présente les conclusions et les recommandations résultant de cette thèse.

Chapitre 2. Revue des connaissances

2.1. *Anatomie fonctionnelle du rachis sain*

La colonne vertébrale est une structure complexe qui assure la stabilité et le soutien de l'ensemble du squelette, tout en conservant une flexibilité permettant de grands mouvements de l'ensemble du tronc (Kapandji, 1982). De plus, le rachis protège le système nerveux central, la moelle épinière et, avec la cage thoracique, protège les organes vitaux thoraciques et abdominaux. Seuls les segments thoraciques et lombaires de la colonne vertébrale sont considérés dans ce projet étant donné que les études portant sur les déformations scoliotiques et leurs traitements chirurgicaux se limitent généralement à ces segments. La colonne vertébrale thoracique et lombaire dite "normale" est généralement droite telle qu'observée dans le plan frontal (figure 1.1) alors qu'elle présente deux courbes naturelles dans le plan sagittal (Clemente, 1987): la cyphose thoracique et la lordose lombaire.

La colonne vertébrale thoracique et lombaire est généralement constituée de 12 vertèbres thoraciques (T1 à T12) et de 5 vertèbres lombaires (L1 à L5). La vertèbre typique est composée de 5 parties (figure 2.2): le corps vertébral, l'arc vertébral, l'apophyse épineuse, les apophyses transverses et les apophyses articulaires. La partie la plus volumineuse de la vertèbre est le corps vertébral qui est délimité par les plateaux supérieur et inférieur. L'arc vertébral est formé par les pédicules qui relient le corps

vertébral aux éléments postérieurs et les lames vertébrales. L'apophyse épineuse est orientée postérieurement par rapport au corps vertébral. Aux niveaux thoraciques, elle est longue et très inclinée vers le bas. Par contre, l'apophyse épineuse lombaire est courte, large et orientée presque horizontalement. Les apophyses transverses prennent naissance à la base des pédicules et sont orientées latéralement par rapport à la vertèbre.

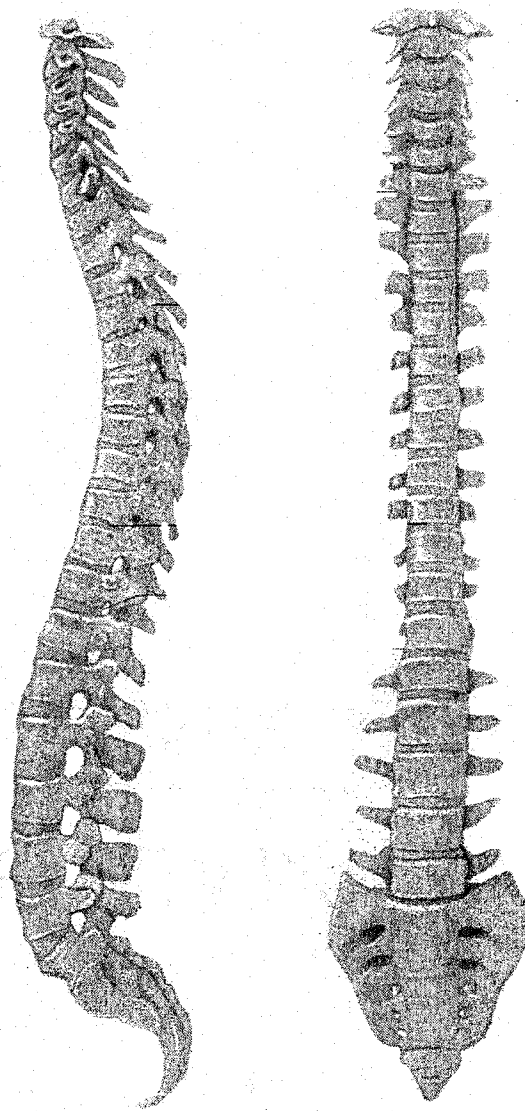


Figure 2.1 La colonne vertébrale normale (Marieb, 1993)

Les apophyses transverses thoraciques ont une surface articulaire qui les relie à la côte adjacente. Les apophyses transverses lombaires, également appelées apophyses costiformes, sont plus longues et plus effilées que les apophyses transverses thoraciques. Les apophyses articulaires, au nombre de quatre, prennent également racine sur l'arc vertébral. La région de la lame vertébrale où se rencontrent les apophyses articulaires, épineuses et transverses forme une légère dépression appelée isthme vertébral (non illustré).

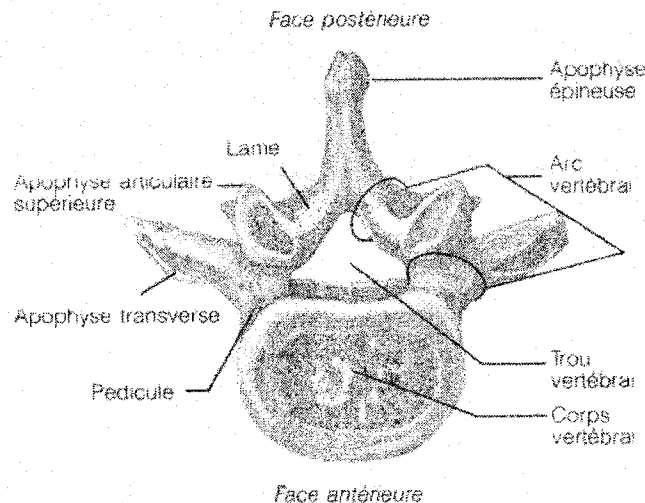


Figure 2.2 Structure d'une vertèbre typique (Marieb, 1993)

Le disque intervertébral forme, avec les ligaments vertébraux communs antérieur et postérieur, l'articulation intervertébrale antérieure (figure 2.3). Le rôle biomécanique du disque intervertébral est de supporter le poids transmis à la colonne vertébrale tout en assurant sa mobilité. Les facettes articulaires intervertébrales sont situées à l'extrémité des apophyses articulaires et forment, avec les capsules, l'articulation postérieure. Elles permettent de limiter les rotations intervertébrales et de protéger le disque intervertébral

des grands mouvements. Les ligaments jaunes, inter-épineux et supra-épineux relient également les apophyses épineuses et la partie postérieure de l'arc vertébral. Finalement, les apophyses transverses sont reliées entre elles par les ligaments inter-transverses (non illustrés). Les ligaments intervertébraux ont comme rôles principaux: d'augmenter la stabilité du rachis, de minimiser l'énergie dépensée par les muscles, de protéger la moelle épinière en limitant les mouvements et d'absorber l'énergie lors de mouvements rapides.

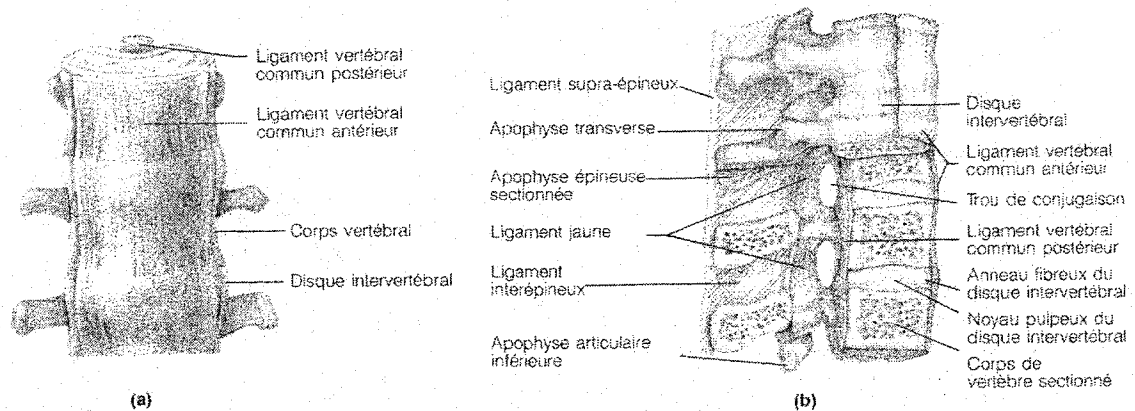


Figure 2.3Articulation intervertébrale (Marieb, 1993)

2.2. *Les déformations scoliotiques du rachis*

La scoliose est généralement décrite comme une déformation dans le plan frontal de la colonne vertébrale (White et Panjabi, 1990). La forme la plus répandue est la scoliose idiopathique (environ 70%) pour laquelle les causes ne sont pas connues. De plus, la scoliose atteint principalement les jeunes filles (Pope et coll., 1984). Les déformations scoliotiques légères entraînent des conséquences d'ordre esthétique sans affecter significativement les fonctions vitales des patients. Toutefois, une scoliose

importante peut compromettre les capacités motrices des personnes atteintes et également perturber le fonctionnement des organes vitaux.

La scoliose n'est toutefois pas uniquement une déformation dans un plan mais implique des déformations 3D régionales complexes des courbures naturelles de la colonne vertébrale (figure 2.4). En plus de l'apparition de courbes dans le plan frontal, ces déformations régionales entraînent et une modification des courbes naturelles dans le plan sagittal du rachis et une torsion du rachis adoptant une forme hélicoïdale. La perception de la scoliose comme une déviation latérale dans un seul plan est principalement due à l'utilisation fréquente des radiographies frontales en position debout pour l'étude clinique des déformations scoliotiques (Stokes et coll., 1987).

Selon la gravité et le type de scoliose, ces déformations sont également accompagnées de rotations vertébrales, plus importantes au niveau de la vertèbre la plus déportée dans le plan frontal (vertèbre apicale), et de déformations intrinsèques des vertèbres et de la cage thoracique. Les principales déformations scoliotiques des vertèbres (figure 2.4) se caractérisent par un écrasement des pédicules, une orientation asymétrique des apophyses transverses, une déviation de l'apophyse épineuse par rapport à la ligne médiane de la vertèbre (White et Panjabi, 1990), une déformation du corps vertébral (Aubin et coll., 1998; Perdriolle, 1979) ainsi qu'une déformation des apophyses articulaires qui peuvent modifier considérablement la biomécanique articulaire (White et Panjabi, 1990).

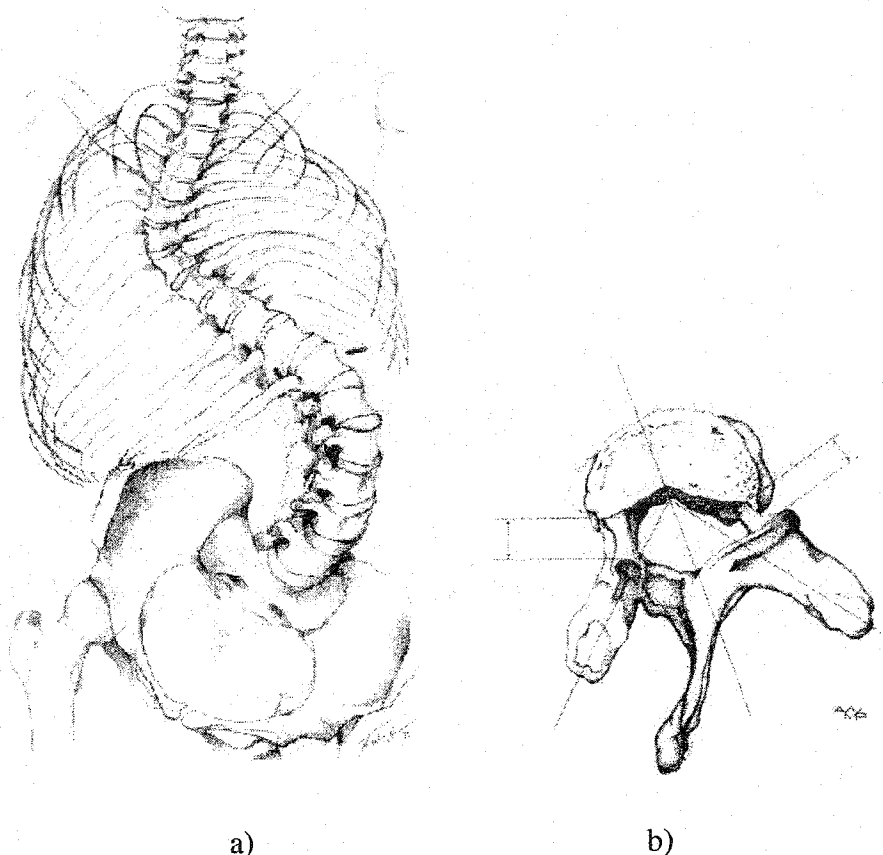


Figure 2.4 Déformations scoliotiques a) régionales du rachis (Bradford et coll., 1995) et b) intrinsèques des vertèbres (White et Panjabi, 1990)

2.3. *Évaluation des déformations scoliotiques*

Les décisions concernant le traitement de la scoliose idiopathique reposent principalement sur l'examen radiologique. Des radiographies postéro-antérieures (PA) et latérales (LAT) sont prises avec une fréquence variant de 3 à 6 mois pour mesurer l'amplitude et évaluer les risques de progression des déformations scoliotiques régionales. Plusieurs indices bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D) ont été

proposés et adoptés par le comité de terminologie de la "Scoliosis Research Society" (SRS) pour évaluer les déformations scoliotiques (Stokes, 1994) dont quelques-uns sont résumés plus bas.

L'indice le plus fréquemment utilisé est l'angle de Cobb (Cobb, 1948). Il est mesuré entre les droites parallèles aux plateaux des vertèbres situées aux points d'inflexion de la courbe (vertèbres limites) tels que vus dans le plan frontal (figure 2.5). Cette mesure est principalement effectuée sur la radiographie PA mais elle peut également être faite sur la radiographie LAT pour quantifier la cyphose thoracique et la lordose lombaire.

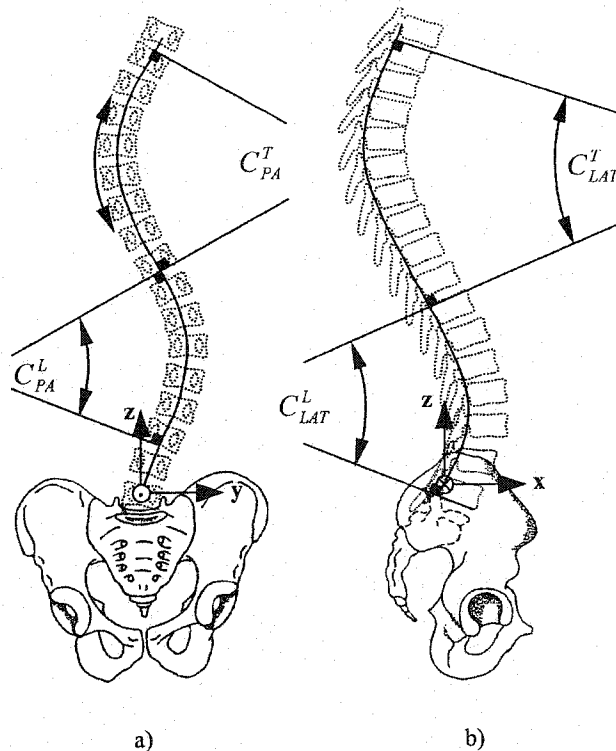


Figure 2.5 Mesure de l'angle de Cobb a) dans le plan frontal, b) dans le plan sagittal (Delorme et coll., 2002)

L'angle de Cobb peut aussi être calculé sur un modèle obtenu par imagerie tridimensionnelle en calculant l'angle entre les normales à la ligne vertébrale au niveau des vertèbres limites. L'angle de Cobb analytique peut être calculé sur les projections frontales et latérales du modèle 3D pour reproduire les mesures effectuées sur les radiographies mais il peut également être calculé sur tout autre plan de projection. Notamment, le plan de courbure maximale (figure 2.6) correspond à la projection verticale qui présente la plus grande amplitude de l'angle de Cobb. L'orientation de ce plan par rapport au plan sagittal est également un indicateur de la torsion du rachis dans le plan transverse associée aux déformations scoliotiques. Les déformations régionales du rachis scoliotique entraînent en général une rotation vers le plan frontal du plan de courbure maximale alors qu'il est situé dans le plan sagittal pour un rachis sain.

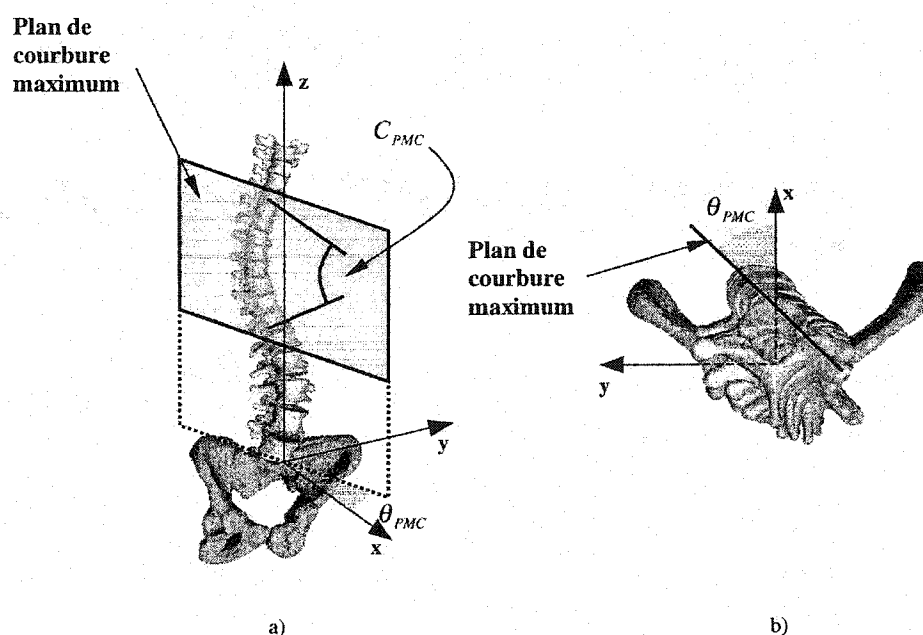


Figure 2.6 Calcul de l'angle de Cobb dans le plan de courbure maximale et de l'orientation de ce plan par rapport au plan sagittal (Delorme et coll., 2002)

L'angle de Ferguson peut aussi être utilisé pour évaluer l'amplitude des courbes scoliotiques. Cet indice correspond à l'angle entre la droite reliant la vertèbre limite supérieure et la vertèbre apicale et celle reliant la vertèbre limite inférieure et la vertèbre apicale. L'angle de Cobb donne systématiquement une valeur plus élevée que l'angle de Ferguson par un facteur de 1.35 (Stokes et coll., 1993). De façon générale, les cliniciens préfèrent utiliser l'angle de Cobb pour évaluer l'amplitude des déformations scoliotiques puisqu'il est plus facile à mesurer manuellement sur une radiographie. Toutefois, ces deux méthodes présentent des variabilités intra- et inter-observateurs comparables et la méthode de Ferguson est plus appropriée pour le calcul automatisé à l'aide de logiciels de modélisation ou de simulation qui ne procurent pas toujours une précision suffisante, notamment de l'orientation des plateaux vertébraux, pour le calcul de l'angle de Cobb.

Le déséquilibre du rachis est également fréquemment mesuré sur les radiographies et sur les modèles 3D. Cet indice (figure 2.7) correspond à la déviation de la vertèbre supérieure T1 par rapport au bassin (ou L5 si le bassin n'est pas disponible). Finalement, les rotations vertébrales sont reconnues comme des indices importants pour l'évaluation 3D des déformations scoliotiques. Plusieurs méthodes ont été proposées pour mesurer les rotations axiales des vertèbres directement sur les radiographies PA (Drerup, 1984; Perdriolle et Vidal, 1981; Stokes et coll., 1986). La plupart de ces méthodes sont basées sur la projection des pédicules sur la vue frontale. La méthode de Stokes (1986) peut également être utilisée pour déterminer la rotation axiale des vertèbres à partir d'un modèle 3D obtenu par reconstruction radiographique puisqu'elle

est basée sur des repères anatomiques généralement représentés dans ces modèles. Les méthodes 3D de calcul des rotations vertébrales sont basées sur la définition d'un système de coordonnées local aux vertèbres. La matrice de passage définissant le repère local est ensuite interprétée par 3 angles en fonction d'une séquence de rotation donnée. Il n'y a actuellement pas de consensus concernant la méthode pour définir le repère local des vertèbres (Andriacchi et coll., 1974; Aubin et coll., 1998; Lavaste et coll., 1992; Panjabi et coll., 1976b; Plamondon et coll., 1988; Soni et coll., 1982) et la séquence de rotation utilisée. Le grand nombre de possibilités fait en sorte que les résultats présentés dans la littérature ne sont pas toujours comparables (Skalli et coll., 1995).

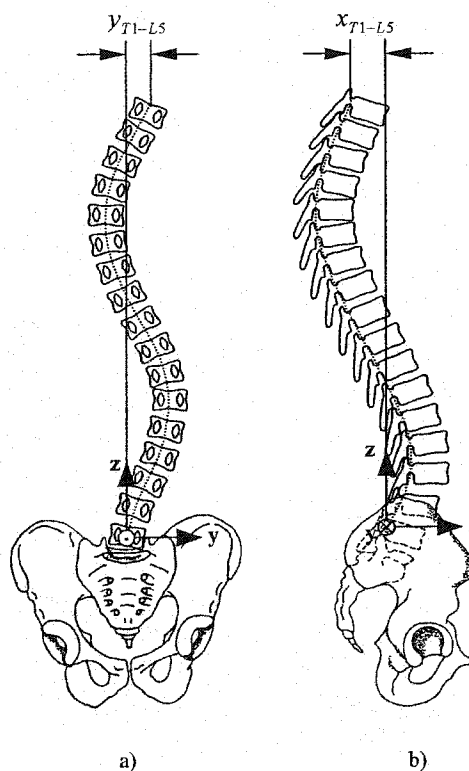


Figure 2.7 Calcul du déséquilibre du rachis dans le plan frontal et sagittal (Delorme et coll., 2002)

2.4. *Imagerie tridimensionnelle pour la planification et le traitement chirurgical de la scoliose*

Bien que la radiographie conventionnelle demeure toujours le fondement premier du diagnostic et de la planification du traitement de la scoliose, l'imagerie tridimensionnelle ne cesse de gagner en popularité. En effet, les techniques d'imagerie 3D ont permis de mieux comprendre la nature tridimensionnelle des déformations scoliotiques et ont mené à une nouvelle génération d'instrumentation chirurgicale. La recherche dans ce domaine se fait maintenant principalement pour le développement d'outils cliniques de planification, d'assistance et d'évaluation de nouvelles générations de procédures chirurgicales sophistiquées et minimalement invasives. La revue des récents développements en imagerie médicale 3D pour le traitement chirurgical de la scoliose est présentée à la section suivante dans le cadre du premier article de cette thèse paru dans la revue *Canadian Journal of Surgery* en décembre 2002 pour lequel la contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction est évaluée à 85% .

2.4.1. Article no 1: "3-D Imaging for the Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis"

3-D Imaging for the Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis

published in: Canadian Journal of Surgery, 4:6, 453-458, December 2002

Yvan Petit^{1,2} M.Sc., Carl-Éric Aubin^{1,2} Ph.D. and Hubert Labelle² M.D.

1. École Polytechnique,
Biomedical Engineering Institute,
PO Box 6079, Station Centre-ville,
Montreal (Quebec), Canada, H3C 3A7
2. Research Center,
Sainte-Justine Mother-Child University Hospital,
3175, Cote-Sainte-Catherine Rd,
Montreal (Quebec), Canada, H3T 1C5

Address correspondence and reprint requests to:

Hubert Labelle, MD
Division of Orthopaedics,
Sainte-Justine Mother-Child University Hospital,
3175 Cote-Sainte-Catherine Rd,
Montreal, Quebec,
Canada, H3T 1C5
Tel: (514) 345-4931 #4876
Fax: (514) 345-4755
E-mail: hubert@justine.umontreal.ca

Abstract

Scoliosis is not simply a lateral deviation of the spine but a complex deformity of the entire trunk. Recent advances in 3-D imaging have improved our understanding of the 3-D nature of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) and have resulted in the development of a new generation of spinal instrumentation. Stereophotogrammetry, computed tomography, magnetic resonance imaging and surface topography all have their specific 3-D applications and relevance in the clinical management of AIS. In the near future, novel 3-D imaging applications will provide tools to guide the surgeon in the planning, in the performance and in the evaluation of more sophisticated and less invasive surgical procedures, thus improving the outcome of surgical treatment in AIS.

Introduction

Although it is now well recognized that scoliosis is a complex three-dimensional (3-D) deformity of the spine, the rib cage and the pelvis, it still is defined in some textbooks as a lateral deviation of the spine. Current classification systems as well as routine radiographic clinical evaluation of AIS are still based on posterior-anterior (PA) radiographic projections. Although this conventional imaging approach has proved valuable to document and follow-up surgical treatment, it only provides a two-dimensional representation of this 3-D deformity.

Over the last 2 decades, several new spinal instrumentations have been proposed, all claiming to achieve a true 3-D correction of scoliotic curves. However, because conventional imaging approaches fail to adequately evaluate the 3-D aspects of this deformity and its correction, new imaging approaches have been developed to help preoperative planning, intra-operative guidance and postoperative assessment of the surgical correction.

The purpose of this paper is to review recent developments in 3-D imaging techniques and to illustrate their clinical usefulness for the understanding of the 3-D nature of AIS as well as for the outcome of its surgical treatment.

3-D imaging modalities of scoliotic deformities

Stereophotogrammetry

One of the most widely used imaging technique for clinical evaluation is stereoradiography or 3-D radiographic reconstruction. This modality is a natural extension of conventional radiology since it is based on the standard PA and lateral radiographs used in clinical practice, and occasionally on additional radiographs taken from a slightly different incidence. This approach generally requires an object of known dimensions, the calibration object, located in the 3-D space where the patient is asked to stand still when radiographs are taken. Once all calibrated radiographic images have been obtained, the 2-D image coordinates of the calibration object and of various pertinent anatomic landmarks or bony contours are identified on each and every image. This detection is often done using a digitization table or a computer software providing image enhancement and analysis to semi-automatically detect image features. The relation between image coordinates and 3-D spatial coordinates of the calibration object is then defined using stereophotogrammetric algorithms such as the Direct Linear Transformation (DLT)^{2,4,10,16,22,29,30,32,33} or other non-linear algorithms^{6,7}. This relationship then defines the 2-D to 3-D projection equations used to determine the 3-D coordinates of all identified anatomic landmarks (Fig. 1a). Stereophotogrammetry has also been applied to photographs^{30,32} using similar algorithms to obtain a peroperative 3-D representation of the exposed spine. Geometric modeling techniques⁴ can also be useful to extrapolate several other points allowing to refine geometric models and to

enhance the visual realism of the 3-D representation of anatomical structures (Fig. 1b). Stereophotogrammetry has several advantages. It is fairly easy to integrate in a clinical environment since it uses an imaging modality familiar to all clinicians and needs only a few adaptations. It provides a detailed geometric representation of internal bony structures that is adequate for clinical assessment of regional and global 3-D scoliotic deformities. For these reasons, it has been widely used to assess pre-, per- and postoperative changes in shape of a scoliotic curve following surgical correction^{3,5,10,11,16,30,32}. However, this approach is less useful to document the complex local intrinsic deformities involved in scoliotic vertebrae. Although it has been used for the evaluation of vertebral wedging^{4,33}, the large number of anatomical landmarks needing identification on radiographic images is time consuming and not accurate enough to assess other local deformities (pedicles, spinous process, etc.). Furthermore, the size of the calibration object may influence patient positioning and is difficult to use in certain situations such as side bending, traction or intra-operative radiographs. Newer robust 3-D reconstruction algorithms are presently under development in order to reduce the size or eliminate the need for a calibration object^{6,7}, but have not yet been implemented in clinical practice. Ethical considerations also limit this approach since the level of radiation exposure is high for this patient population and the number of calibrated radiographic images needs to be kept to a minimum, even with the introduction of digital radiography, which can significantly reduce radiation exposure. As for stereophotography, this imaging modality has the advantage of being non-

invasive while its accuracy is similar to stereo-radiographic techniques. It can also provide an accurate description of the 3-D shape of the scoliotic trunk but cannot be used to modelize internal bony structures.

Surface Topography

The first sign most commonly noticed by a scoliotic patient is asymmetry of the back shape caused by a rib prominence and the goal of treatment is to prevent progression of this visible deformity as well as of the underlying skeletal one. The purpose of surface topography is to quantify 3-D surface deformities of the scoliotic trunk. Recent imaging devices make it possible to obtain a 3-D reconstruction of surface shape from scanned light^{19,34} or stereo photographic techniques¹², creating detailed and realistic 3-D surface representations of the trunk (Fig. 2) and allowing to study 3-D external scoliotic trunk deformities. Thus, this modality is complementary to radiographic techniques and may correlate more closely with the patient's perception of deformity. More specifically, it allows to quantify right-left asymmetry of the trunk and rotational prominences produced by the rib cage. Surface topography also has the advantage of reducing patient exposure to radiation by replacing x-rays during clinical examinations¹². However, since surgeons are so familiar with Cobb angle measurements on radiographs, the introduction of new surface shape measures whose meaning may not be readily apparent to clinicians has been difficult. Furthermore, any measure inferred about the bony spine is indirect and the exact relation between the surface shape of the trunk and the spinal scoliotic deformity still needs to be clarified.

Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging

Computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) are of great interest for the imaging of specific types of scoliotic deformities. Since both modalities produce a series of detailed images of the bony anatomy with CT, and of soft tissues with MRI, they are widely used to assess the presence of a congenital anomaly or a spinal dysraphism, when a congenital or neurological abnormality is suspected. Because of the detailed information provided by these techniques, they are also ideal to quantify intrinsic deformities involved in AIS^{18,20} (Fig. 3). However, they are not as suitable to visualize the global change in shape of the entire spine. The natural shape of AIS is difficult to obtain since images are produced with the patient in the supine position. MRI is time consuming and the presence of metallic implants, once surgery has been performed, produces artifacts and creates sub-optimal images. CT allows to obtain adequate pre and postoperative images but can be used only for short spinal segments due to the higher radiation exposure involved. These drawbacks limit the use of CT and MRI for applications where refined imaging of localized deformities is needed.

Clinical relevance of 3-D scoliotic models

All these 3-D imaging modalities have demonstrated clinical relevance for the treatment of AIS. They have allowed researchers and clinicians to better understand the 3-D nature of AIS and the complex deformities involved. Asher et al.², Poncet et al.²⁸ and Tredwell et al.³² have shown that scoliosis induces a geometric torsion of the spine.

The plane of maximum curvature has been recognized as a useful and simple 3-D index to describe the rotation in the transverse plane of the scoliotic curve^{10,11,16,29,32}. Other studies have also characterized the intrinsic deformities involved in AIS such as wedging of the vertebral body^{4,18,33}, asymmetry of pedicles²⁰ and articular facet joints and deviation of the spinous process from the midline of vertebrae. These studies have clearly shown the 3-D nature of AIS and have proven the importance of 3-D imaging to fully describe scoliotic deformities and adequately evaluate surgical treatment.

The concept of AIS as a 3-D deformity directly related to the early use of 3-D imaging by Dr. Jean Dubousset¹³ has also led to the development of a new generation of multi-segmental spinal instrumentation designed to provide 3-D surgical correction. Cotrel-Dubousset instrumentation (Sofamor-Danek) was the first of these, and introduced the concept of the "rod rotation maneuver" which was first perceived as producing apical vertebra axial derotation. Further 3-D clinical evaluations^{16,32} have shown that this procedure effectively achieves 3-D correction, but by mean of a derotation of the scoliotic curve expressed by the change in orientation of the plane of maximum curvature rather than by apical vertebra axial derotation. Subsequently, several other 3-D spinal instrumentation systems such as Colorado (Sofamor-Danek), Universal Spine System (Synthes Spine Co.) or Isola (DePuy Acromed Corp.) have appeared on the market, claiming to be more versatile and user-friendly, as well as providing better 3-D correction. With these new spinal instrumentation systems also appeared the confrontation between two principles of correction: rod rotation and

segmental translation. Delorme et al.^{10,11} have shown in recent studies that the Colorado instrumentation achieved a slightly better correction in the frontal plane than the Cotrel-Dubousset instrumentation, but that both systems achieved similar changes in the orientation of the plane of maximum curvature. The authors attributed this difference to the significantly greater proportion of pedicle screws used in the Colorado instrumentation group. Sawatsky et al.³⁰ found that increasing the number of hooks enhances the correction of scoliotic deformities, supporting the findings of Delorme et al.^{10,11}, but also suggesting that 3-D assessment of surgical correction may influence surgical strategies. Wemyss-Holden et al.³⁴ confirmed that C-D instrumentation achieves a good and stable correction of the Cobb angle and the segmental vertebral tilt but limited vertebral derotation. However, they also reported that the surface shape of the back expressed by segmental measures of the angle of trunk inclination (ATI) continues to progress at one year follow-up and suggests that deforming forces in AIS continue to act on the rib cage after surgery. This observation also indicates that all aspects of scoliotic deformities (3-D skeletal deformity as well as surface deformity and imbalance of the trunk) should be evaluated during the planning and the follow-up of scoliosis treatment. Furthermore, older instrumentations such as the Harrington System have been shown to be associated with the "flat-back" syndrome^{9,15}. Recent 3-D clinical evaluations^{3,10,11,16,30} have reported a good recovery of the natural curves in the sagittal plane after the surgery suggesting that the incidence of flat-back syndrome may be reduced in long-term follow-up. However, since the use of 3-D systems is fairly recent,

current evidences that 3-D instrumentation systems can improve the long-term functional outcome of scoliosis surgery is not yet available.

3-D imaging modalities provide more information to clinicians but are more difficult to understand. Traditional terminology and classification systems have been developed based on traditional 2-D imaging techniques, which do not adequately describe the 3-D nature of scoliotic deformities. For this reason, the Scoliosis Research Society has mandated a committee to propose a 3-D terminology of spinal deformity³¹ and attempts have been made to develop a 3-D classification of AIS^{2,28} but none has been generally accepted yet.

Emerging applications derived from 3-D imaging in scoliosis treatment

3-D imaging has definitely influenced the way surgeons perceive scoliotic deformities as well as the manner they plan and evaluate the treatment of AIS. This evolution is also taking place for surgical procedures where computer methods are becoming increasingly present in the operating room. Image-guided surgery, also known as computer-aided surgery or frameless stereotaxis, provides an intraoperative view of anatomic structures located beneath the exposed part of the spine.

Pedicle screw placement has been the first application of image-guided scoliosis surgery. Preoperative CT or MRI images are the basic input to computer-aided surgery. In most of the proposed approaches^{1,23}, these images are used to compute a refined 3-D representation of vertebrae where screws are to be inserted. During surgery,

optoelectronic^{17,23} or electro-magnetic¹ 3-D position sensors are used to first register the virtual model and the real vertebra (i.e. correlate the virtual model to the intraoperative position of the vertebra). Other applications correlate the radiographic images to monitor the movement of the tool projected on selected radiographic¹⁷ or fluoroscopic⁸ images. Once registration is performed, movements of the instrumented vertebra as well as of instrumentation tools are monitored in real-time. These operations allow the direct visualization of the drilling tool and of the screw entering the pedicle. Recent clinical studies^{1,17,23} have shown that computer-assisted pedicle screw insertion is more accurate and safe than conventional techniques, even in the high thoracic area. Amiot et al.¹ and Laine et al.¹⁷ have shown that computer-assisted pedicle screws insertion significantly reduces the risk of neurological injury²⁶, thereby providing a direct benefit to the patient. However, in its current stage of development, this technology is not user-friendly and appears most useful in situations of unusual or complex anatomy. Several improvements are underway to eliminate the need for CT scans and decrease the time needed for registration, so it is probable that computer-aided surgery will continue to gain popularity and that new applications for scoliosis surgery will be developed. Particularly, by adding 3-D position sensors on selected vertebrae and anatomical landmarks on the trunk in addition to surgical instruments, this technology has the potential to become a sophisticated and powerful method to monitor intraoperatively the change in shape of the scoliotic curves¹⁴ as well as the overall shape and balance of the trunk²¹, providing the surgeon real-time feedback on the correction obtained by various

operative maneuvers. This new information should provide the surgeon with a better insight of the overall correction achieved and may improve the final outcome of surgery.

Minimally invasive surgery is another important potential area of application for 3-D imaging techniques. Surgical procedures by an anterior approach for the treatment of AIS (discectomy and anterior fusion) are usually achieved by open thoracotomy. Video-assisted thoracoscopic surgery (VATS) has been widely used for treatment of nonspinal conditions but is a more recent procedure for the treatment of spinal deformities^{24,25,26}. Despite some concerns for its use in very small children and for severe scoliotic deformities, the indications for VATS in the treatment of AIS are similar to the indications for open thoracotomy surgery²⁵, with the advantage of smaller incisions and decreased morbidity²⁴. Although the learning curve associated with VATS techniques is high, it is a safe and effective alternative to open thoracotomy and it is likely that imaging techniques will help to enhance the surgeon's 3-D visualization of anterior spinal structures.

Finally, with the emergence of novel multi-segmental spinal instrumentations for the treatment of AIS, surgical procedures are becoming increasingly complex, requiring many parameters to be determined pre- and intra-operatively. Despite a large number of clinical publications, there is no consensus on the optimal selection and placement of implants and the outcome of surgery may differ accordingly. Biomechanical models (Fig. 4) are powerful tools to simulate the effect of varying surgical strategies and procedures on the outcome of the surgical treatment without the need for in vivo testing

on patients or animals. For example, using such a tool, the surgeon could test several surgical strategies for a particular patient during his preoperative planning process to reduce the number of instrumented levels while obtaining a good biomechanical balance both in the frontal and the sagittal plane. Again, 3-D imaging has a primordial role in the development of accurate and reliable biomechanical predictive models for spinal surgery. Patient specific geometry and mechanical properties are important factors to consider in the development of adequate biomechanical models. Recent models represent patient specific geometric information obtained from 3-D imaging^{4,29}. However, mechanical properties of these models are generally obtained from in-vitro experiments on cadaver specimens and do not adequately represent patient specific mechanical properties. Lateral bending or traction radiographs are of common use in the planning of AIS surgical treatment to predict the surgical correction and to determine levels of instrumentation. With novel 3-D imaging techniques, these tests will most likely evolve in order to provide 3-D information on the mobility of the spine²² in relation with external loads applied. Such information will allow surgeons to improve the planning of surgery with a biomechanical simulation tool better suited to the 3-D nature of the deformity and of new segmental instrumentation techniques.

Conclusion

Recent advances in imaging have provided a better understanding of the 3-D nature of AIS. Stereophotogrammetry, surface topography, CT and MRI are being used more frequently to generate accurate 3-D virtual images and to provide quantification of

scoliotic deformities which have improved the 3-D assessment of AIS surgical correction. New emerging 3-D imaging applications will soon provide sophisticated tools to guide the surgeon in the planning, performance and evaluation of surgical treatment. These tools have been and will continue to be used in the development and evaluation of more rationalized surgical planning. The appropriate management of AIS still relies on the clinical expertise of surgeons, but novel 3-D imaging techniques are a natural extension of the surgeon's eyes and hands, allowing him to perform sophisticated and less invasive surgical procedures and eventually to improve the outcome of surgical treatment.

Acknowledgements

The authors would like to acknowledge the support of the Canadian Foundation for Innovation and the Canadian Institutes of Health Research.

References

1. Amiot L.-P., Lang K., Putzier M., Zippel H., Labelle H., Comparative Results Between Conventional and Computer-Assisted Pedicle Screw Installation in the Thoracic, Lumbar, and Sacral Spine., *Spine* 2000; 25(5): 606-614.
2. Asher MA; Burton DC, A concept of idiopathic scoliosis deformities as imperfect torsion(s)., *Clin Orthop* 1999; 364:11-25.
3. Asher M.A., Cook L.T., The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities. A cross-sectional study of 181 patients., *Spine* 1995; 20(12):1386-91.
4. Aubin, C.É, Dansereau, J., Petit, Y., Parent, F., de Guise, J.A., Labelle, H., 3D Measurement of Wedge Scoliotic Vertebrae and Intervertebral Disks, *European Spine Journal* 1998; 7:59-65.

5. Aubin C.-E., Descrimes J.-L., Dansereau J., Skalli W., Lavaste F., Labelle H., Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques., *Ann Chir* 1995; 49(8):749-761.
6. Cheriet F., Delorme S., Dansereau J., Aubin C.-É., de Guise J.A., Labelle H., Reconstruction radiographique peropératoire de la colonne vertébrale scoliotique, *Ann Chir* 1999; 53(8):808-815.
7. Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C.É., Labelle, H., de Guise, J., Towards a self-calibration of a multi-view radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage, *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence* 1999; 13(4):761-779.
8. Choi W.W., Green B.A., Levi A.D.O., Computer-assisted Fluoroscopic Targeting System for Pedicle Screw Insertion., *Neurosurgery* 2000; 47:872-878.
9. Danielsson A.J., Nachemson A.L., *Radiologic Findings and Curve Progression 22 Years After Treatment for Adolescent Idiopathic Scoliosis. Comparison of Brace and Surgical Treatment With Matching Control Group of Straight Individuals*, *Spine* 2001, 26(5):516-525.
10. Delorme S., Labelle H., Aubin C.-É., de Guise J.A., Rivard C.-H., Poitras B., Dansereau J., A Three-Dimensional Radiographic Comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado Instrumentations for the Correction of Idiopathic Scoliosis, *Spine* 2000; 25(2):205-210.
11. Delorme S., Labelle H., Aubin C.-É., de Guise J.A., Rivard C.-H., Poitras B., Coillard C., Dansereau J., Intraoperative Comparison of Two Instrumentation Techniques for the Correction of Adolescent Idiopathic Scoliosis - Rod Rotation and Translation, *Spine* 1999; 24(19):2011-2018.
12. Denton T.E., Randall F.M., Deinlein D.A., The Use of Instant Moiré Photographs to Reduce Exposure from Scoliosis Radiographs., *Spine* 1992; 17(5):509-512.
13. Dubousset J., *Three-Dimensional Analysis of the Scoliotic Deformity*. In: S.L. Weinstein editor. *The Pediatric Spine: Principles and Practice. Volume I*. New York: Raven Press; 1994. p. 479-96.
14. Ghanem I.B., Hagnere F., Dubousset J., Watier B., Skalli W., Lavaste F., Intraoperative Optoelectronic Analysis of Three-Dimensional Vertebral Displacement After Cotrel-Dubousset Rod Rotation. A Preliminary Study., *Spine* 1997; 22(16):1913-1921.

15. Humke T., Grob D., Scheier H., Siegrist H., Cotrel-Dubousset and Harrington Instrumentation in idiopathic scoliosis: a comparison of long-term results, *Eur Spine J* 1995; 4(5):280-283.
16. Labelle H., Dansereau J., Bellefleur C., Poitras B., Rivard C.-H., Stokes I.A.F., de Guise J.A., Comparison Between Preoperative and Postoperative Three-dimensional Reconstructions of Idiopathic Scoliosis With the Cotrel-Dubousset Procedure., *Spine* 1995; 20(23):2487-2492.
17. Laine T., Schlenzka D., Mäkitalo K., Tallroth K., Nolte L.-P., Visarius H., Improved Accuracy of Pedicle Screw Insertion With Computer-Assisted Surgery, A Prospective Clinical Trial of 30 Patients, *Spine* 1997; 22(11):1254-1258.
18. Landry C., Labelle H., Dansereau J., Liberge J., Asher M., de Guise J., Caractéristiques morphométriques d'un rachis scoliotique, *Ann Chir* 1998; 52(8):784-790.
19. Legaye J., Lokietek W., Orban C., Jacquemin N., Le scanner optique ISIS: utilisation dans le bilan et le contrôle des déviations rachidiennes., *Acta Orthop Belg* 1992; 58(1S):66-72.
20. Liljenqvist U.R., Link T.M., Halm H.F.H., Morphometric Analysis of Thoracic and Lumbar Vertebrae in Idiopathic Scoliosis, *Spine* 2000; 25(10):1247-1253.
21. Mac-Thiong J.-M., Labelle H., Vandal S., Aubin C.-É., Intra-Operative Tracking of the Trunk During Surgical Correction of Scoliosis: A Feasibility Study., *Comput Aided Surg*, 2000, 5: 333-342.
22. Matsumoto T., Kitahara H., Minami S., Takahashi K., Yamagata M., Moriya H., Tamaki T., Flexibility in the Scoliotic Spine : Three-Dimensional Analysis., *J Spinal Disord* 1997; 10(2):125-131.
23. Merloz P., Tonetti J., Pittet L., Coulomb M., Lavallée S., Sautot P., Pedicle Screw Placement Using Image Guided Techniques, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1998; 354:39-48.
24. Newton P.O., Wenger D.R., Mubarak S.J., Meyer R.S., Anterior Release and Fusion in Pediatric Spinal Deformity. A Comparison of Early Outcome and Cost of Thoracoscopic and Open Thoracotomy Approaches., *Spine* 1997; 22:1398-1406.
25. Newton P.O., Shea K.G., Granlund K.F., Defining the Pediatric Spinal Thoracoscopy Learning Curve. Sixty-Five Consecutive Cases, *Spine* 2000; 25(8):1028-1035.

26. Papin P, Arlet V, Marchesi D, Rosenblatt B, Aebi M., *Unusual presentation of spinal cord compression related to misplaced pedicle screws in thoracic scoliosis.*, *Eur Spine J.* 1999;8(2):156-9.
27. Papin, P., Arlet, V., Marchesi, D., Laberge, J.M., Aebi, M., *Traitement de la scoliose de l'adolescent par libération antérieure et arthrodèse vertébrale sous thoracoscopie: Résultats préliminaires.*, *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1998; 84(3):231-238.
28. Poncet P., Dansereau J., Labelle H., *Geometric Torsion in Idiopathic Scoliosis: a First 3D Analysis and a Proposal to a New Classification.*, I.A.F. Stokes (Ed), *Research into Spinal Deformities 2*, IOS Press; 1999. p.122-125.
29. Poulin F., Aubin C.-É., Stokes I.A.F., Gardner-Morse M., Labelle H., *Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique à l'aide de mécanismes flexibles: étude de faisabilité.*, *Ann Chir* 1998; 52(8):761-767.
30. Sawatzky B.J., Tredwell, S.J., Jang S.B., Black A.H., *Effects of Three-Dimensional Assessment on Surgical Correction and on Hook Strategies in Multi-Hook Instrumentation for Adolescent Idiopathic Scoliosis*, *Spine* 1998; 23(2):201-205.
31. Stokes I.A., *Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity.*, *Spine* 1994; 19(2):236-248.
32. Tredwell S.J., Sawatzky B.J., Hughes B.L., *Rotations of a Helix as a Model for Correction of the Scoliotic Spine.*, *Spine* 1999; 24(12):1223-1227.
33. Villemure I., Aubin C.-E., Dansereau J., Petit Y., Labelle H., *Correlation study between spinal curvatures and vertebral and disk deformities in idiopathic scoliosis*, *Ann Chir* 1999; 53(8): 798-807.
34. Wemyss-Holden S.A., Burwell R.G., Polak F.J., Jacobs K.J., McNeill A.S., Webb J.K., Moulton A., Wojcik A.S., *Segmental evaluation of the surface and radiological deformity after Cotrel-Dubousset (CD) instrumentation for King type II and III. adolescent idiopathic scoliosis (AIS): surgical and etiological implications.*, *Acta Orthop Belg* 1992; 58S(1):135-138.

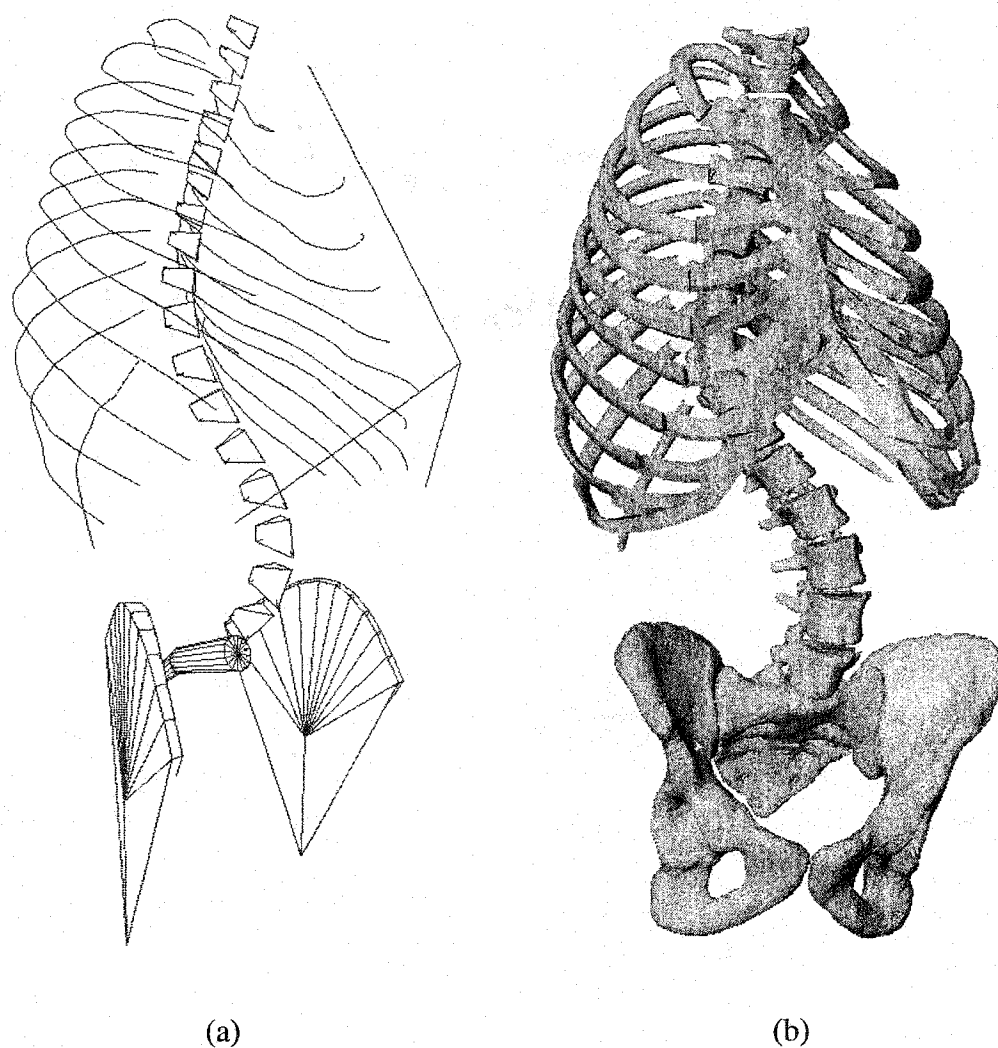


Figure 2.8

Article no. 1 Figure 1 3-D representation of the spine, the rib cage and the pelvis of a scoliotic patient: a) wireframe representation of the 3-D reconstructed anatomic landmarks; b) surface representation of the refined 3-D geometric model

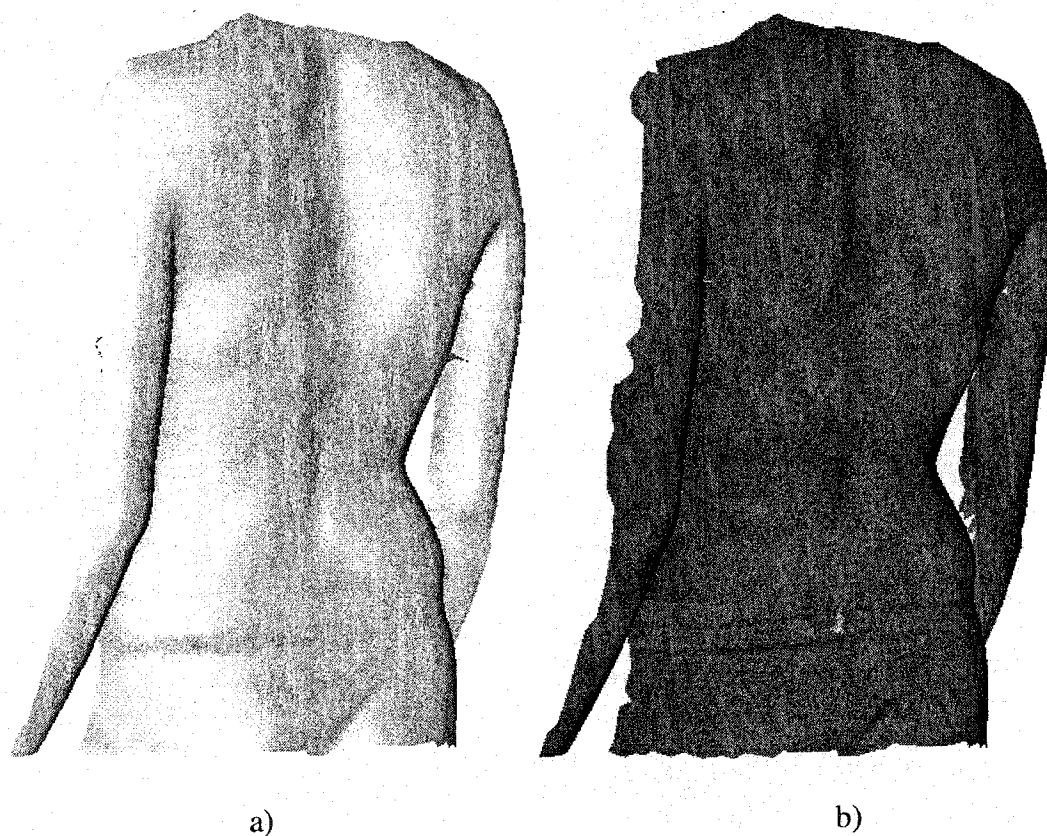


Figure 2.9

Article no.1 Figure 2 3-D representation of the back of a scoliotic patient obtained by surface topography: a) surface representation; b) with texture

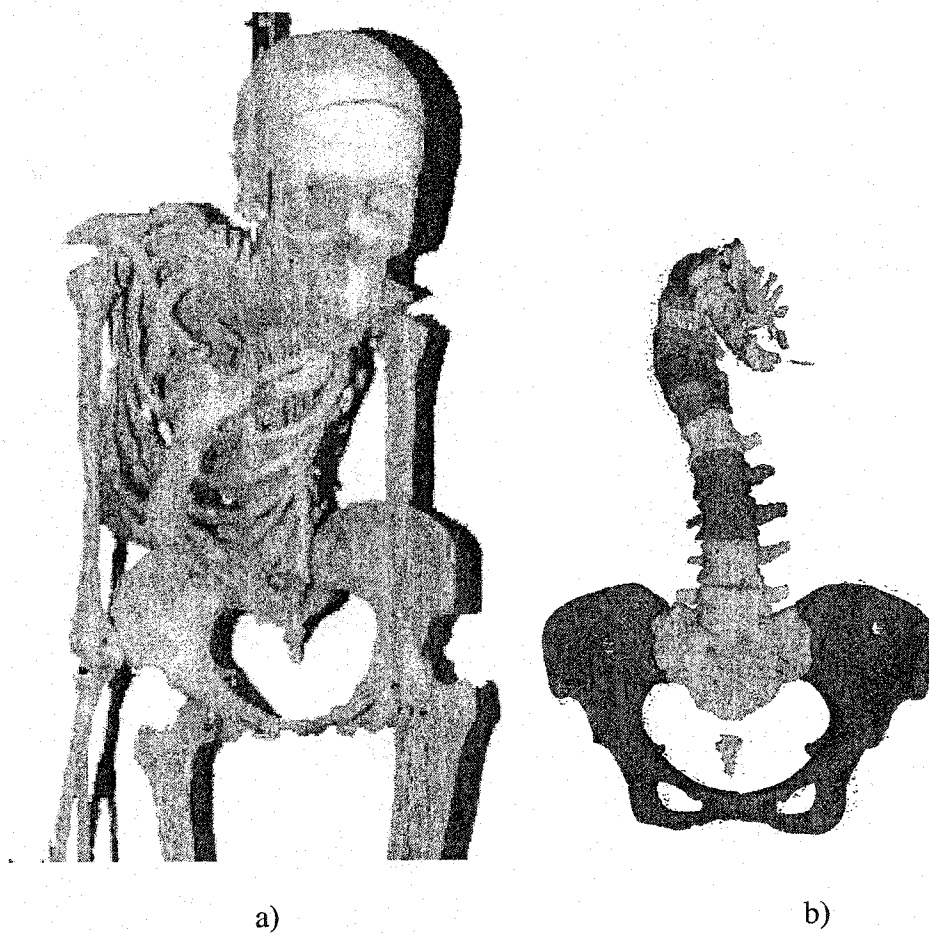


Figure 2.10

Article no.1 Figure 3 Analysis of intrinsic deformities of a scoliotic specimen: a) Photographs; b) geometric representation of its spine obtained from the 3-D analysis of CT scans

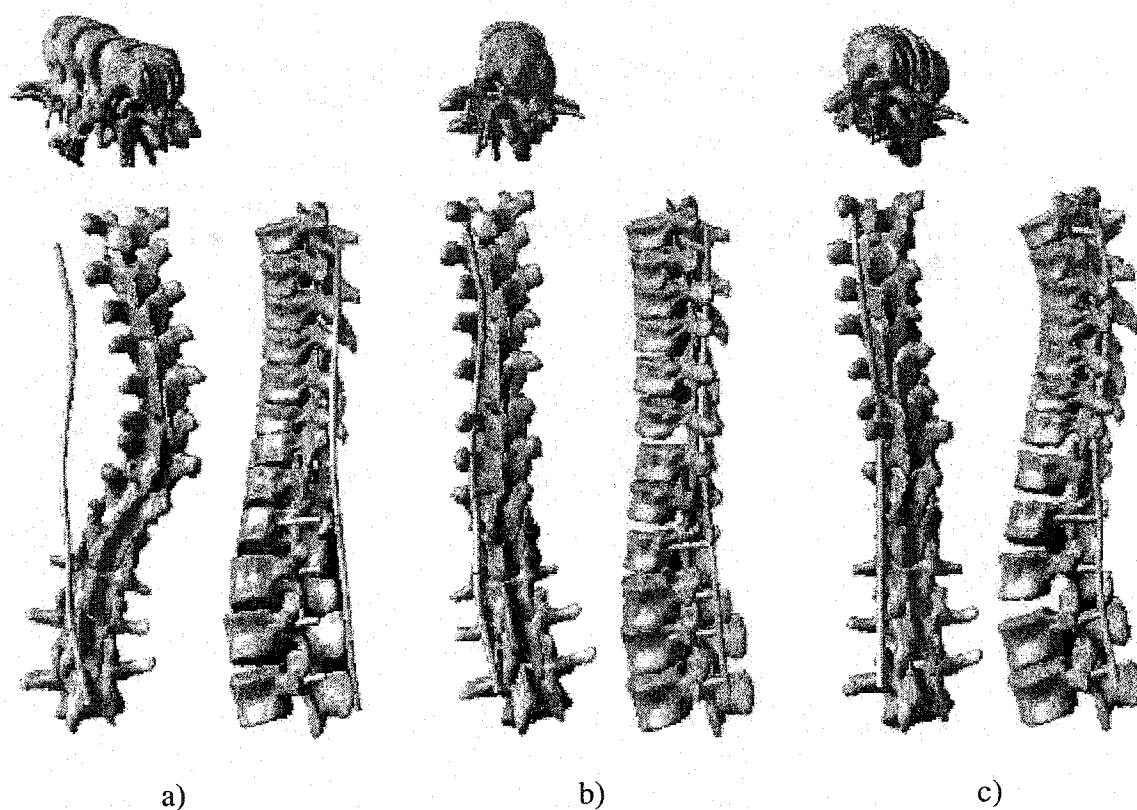


Figure 2.11

Article no.1 Figure 4 Biomechanical simulation of the Cotrel-Dubousset instrumentation, with results of the simulation at three steps of the surgery:
a) Hooks and screws placement, b) Rod insertion (translation) and c) Rod rotation maneuver

2.5. *Biomécanique de l'instrumentation chirurgicale postérieure du rachis scoliotique*

Le traitement orthopédique de la scoliose est nécessaire pour environ 10% des personnes atteintes (Bradford et coll., 1995). Le choix du traitement dépend de la sévérité de la scoliose et du risque de progression. Le port d'une orthèse thoraco-lombo-sacrée est généralement prescrit dans le cas de déformations faibles ou moyennes (angle de Cobb $< 40^\circ$). Toutefois, le traitement chirurgical est nécessaire lorsque les déformations scoliotiques sont plus sévères et progressives. L'instrumentation chirurgicale vise essentiellement à corriger les déformations régionales du rachis dans le but de rétablir l'équilibre global du tronc et maintenir cette correction pour promouvoir la fusion osseuse du segment instrumenté de la colonne vertébrale (Stokes, 2001).

L'utilisation d'implants lors des procédures chirurgicales de correction de la scoliose et de fusion du rachis a été introduite par Harrington dans les années 1950. L'instrumentation de Harrington consiste essentiellement à introduire une tige reliée aux vertèbres à ses extrémités avec deux crochets. La tige sert de tuteur pour appliquer une force de traction à l'aide des crochets et redresser l'ensemble du rachis. Ce type d'instrumentation est souvent associé à la perte des courbes naturelles dans le plan sagittal (Danielsson et Nachemson, 2001; Duhaime et coll., 1982; Humke et coll., 1995).

Plus récemment, plusieurs techniques d'instrumentations segmentaires ont été proposées pour améliorer la correction tridimensionnelle des déformations scoliotiques, réduire les complications et éliminer l'immobilisation post-opératoire des patients (Schlenzka et coll., 1993). Deux principes ressortent de cette génération d'instrumentation chirurgicale: la rotation de la tige correctrice et l'application progressive de forces de translation entre la tige et les implants vertébraux. Les instrumentations Cotrel-Dubousset (Cotrel, 1987; Cotrel et coll., 1988; Dubousset, 1993) et Colorado (Roussouly et coll., 1995, 1998) représentent respectivement ces deux principes de correction. Plusieurs études ont évalué l'efficacité de ces instrumentations (Asher et Burton, 1999; Delorme et coll., 2000a; Delorme et coll., 2000b; Labelle et coll., 1995b; Lenke et coll., 1998; Muschik et coll., 1999; Sawatzky et coll., 1998) et démontrent que ces techniques effectuent réellement une correction tridimensionnelle d'environ 50% à 65% des déformations scoliotiques (Delorme et coll., 2000; Muschik et coll., 1999) tout en maintenant les courbes naturelles dans le plan sagittal. L'orientation du plan de courbure maximale tend vers le plan sagittal (Delorme et coll., 2000b; Labelle et coll., 1995b) et le déséquilibre du rachis est significativement réduit (Lenke et coll., 1992; Muschik et coll., 1999). Toutefois, la rotation axiale des vertèbres apicales est peu ou pas réduite (Delorme et coll., 2000b; Labelle et coll., 1995b; Muschik et coll., 1999).

Ces procédures d'instrumentation segmentaire dépendent d'un grand nombre de facteurs biomécaniques. Notamment, l'excision des disques intervertébraux par

thoracoscopie et par thoracotomie peut augmenter significativement la flexibilité des segments vertébraux (Newton et coll., 1998). Le nombre d'implants influence la rigidité en flexion et en compression de l'instrumentation (Dick et coll., 1994) ainsi que le risque de bris mécanique (Kostuik et coll., 1994). L'orientation des vis peut également influencer la rigidité de fixation (Brantley et coll., 1994) et les moments de flexion dans les pédicules (Youssef et coll., 1999). L'ajout de barres transversales peut augmenter la rigidité en torsion de l'instrumentation (Dick et coll., 1994) mais n'affecte pas les moments de flexion dans les vis (Kostuik et coll., 1994). De plus, de nouvelles complications attribuables aux techniques d'instrumentation segmentaire postérieure ont été répertoriées. Entre autres, la fusion postérieure d'un segment du rachis de patients en pleine croissance peut entraîner une perte importante de correction après un an accompagnée d'une torsion de la colonne vertébrale parfois appelées phénomène du vilebrequin (Dubousset et coll., 1989). Les segments adjacents à l'instrumentation subissent également de grands cisaillements et moments de flexion (Shono et coll., 1998) qui semblent se résorber à long terme (Sessa et Lascombes, 1993).

Quelques travaux ont étudié les forces impliquées lors des manœuvres d'instrumentation chirurgicale à l'aide d'outils chirurgicaux instrumentés (Duke et coll., 1999; Ghista et coll., 1988; Vanderby et coll., 1986). Ces études ont révélé des forces de translation variant entre 20 N et 80 N lors des manœuvres d'instrumentation Cotrel-Dubousset et allant jusqu'à 720 N pour l'instrumentation Harrington. Les moments de rotation appliqués à la tige correctrice de l'instrumentation Cotrel-Dubousset varient

entre 4 Nm et 12 Nm. Rohlmann et coll. (1999) ont également étudié par télémetrie les forces reprises par un fixateur interne de 10 patients non scoliotiques adoptant plusieurs postures : debout, assise, couchée sur le dos, sur le ventre et sur le côté. Cette étude a démontré, malgré la grande variabilité des forces mesurées, que les moments de flexion dans le fixateur interne sont significativement plus élevées en position debout qu'en position couchée. Toutefois, aucune différence significative n'a été trouvée entre les positions assise et debout.

Ces nouveaux principes d'instrumentation sont donc complexes et il n'y a actuellement pas de consensus concernant la stratégie de correction chirurgicale optimale. Seulement l'instrumentation Colorado 2 (Medtronic Sofamor Danek, USA) par abord postérieur sera étudiée dans ce travail puisqu'il s'agit de l'instrumentation la plus fréquemment utilisée présentement à l'hôpital Sainte-Justine. L'instrumentation par abord postérieur du rachis scoliotique avec vis et crochets pédiculaires Colorado 2 peuvent se résumer en 5 étapes (Sofamor Danek Group, 1998, 1999). Cette description est une généralisation des manœuvres d'instrumentation pratiquées par les chirurgiens et il peut y avoir des variantes sur l'ordre et la méthode d'exécution des différentes étapes décrites en fonction de la stratégie adoptée par le chirurgien.

La première étape est l'insertion des vis et des crochets pédiculaires qui se fait elle-même en plusieurs étapes (figure 2.12). Le point d'insertion est d'abord marqué à l'aide d'un alésoir carré. Celui-ci correspond au point de convergence entre l'apophyse transverse, l'apophyse articulaire supérieure et l'isthme interarticulaire vertébral. Par la

suite, le trou de serrage est percé à l'aide d'une spatule pédiculaire ou d'une curette et le chirurgien s'assure que le trou de serrage est bien dans la partie osseuse du pédicule et du corps vertébral à l'aide d'une sonde. Finalement, la vis est serrée dans le pédicule jusqu'à ce que ses filets soient complètement introduits dans la vertèbre.

Avant l'implantation du crochet, le chirurgien résèque parfois l'épaule de la lame sous-jacente afin d'éviter une introduction trop verticale du crochet. Le crochet est poussé dans la charnière articulaire à l'aide du porte crochet de façon à ce qu'il soit bien engagé (figure 2.12b). L'agrafe est ensuite mise en place et bloquée sur le crochet afin de rigidifier la liaison avec la vertèbre.

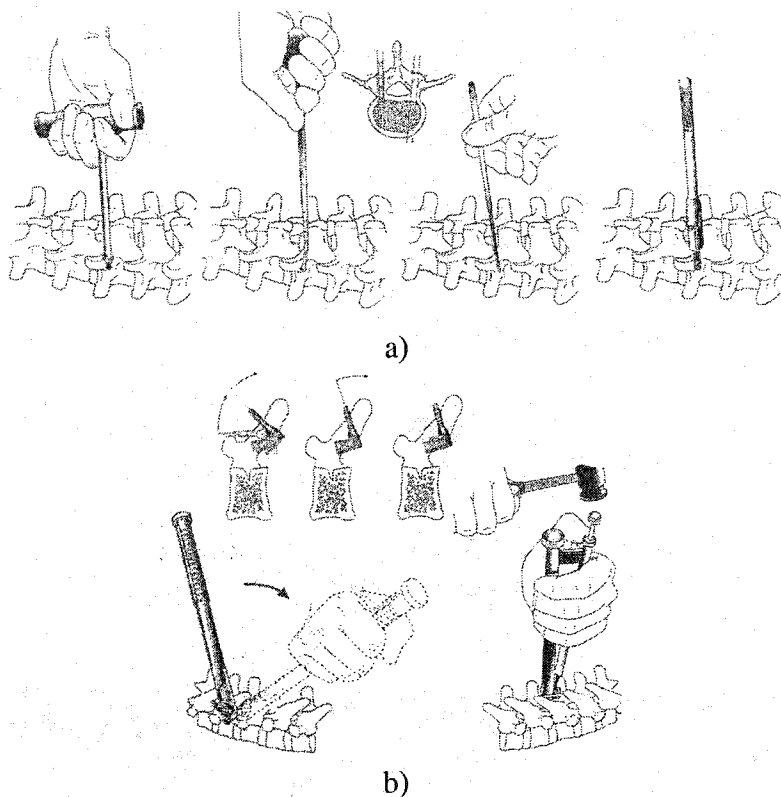


Figure 2.12 Insertion a) d'une vis pédiculaire et b) d'un crochet pédiculaire avec son agrafe (Sofamor Danek Group, 1999)

La deuxième étape est le cintrage de la première tige. Lors de cette étape, la tige de 5 mm de diamètre est d'abord coupée de façon à ce qu'elle dépasse d'environ 5 mm les implants situés aux extrémités une fois mise en place. La tige est ensuite formée à l'aide d'une cintrouse trois points (figure 2.13) en fonction de la forme du rachis désirée dans le plan sagittal et de la rigidité du rachis qui fera en sorte que la tige se déforme lors de manœuvres. Les tiges peuvent également être cintrées une fois installées sur les implants (*in-situ*) en utilisant des fers à cintrer.

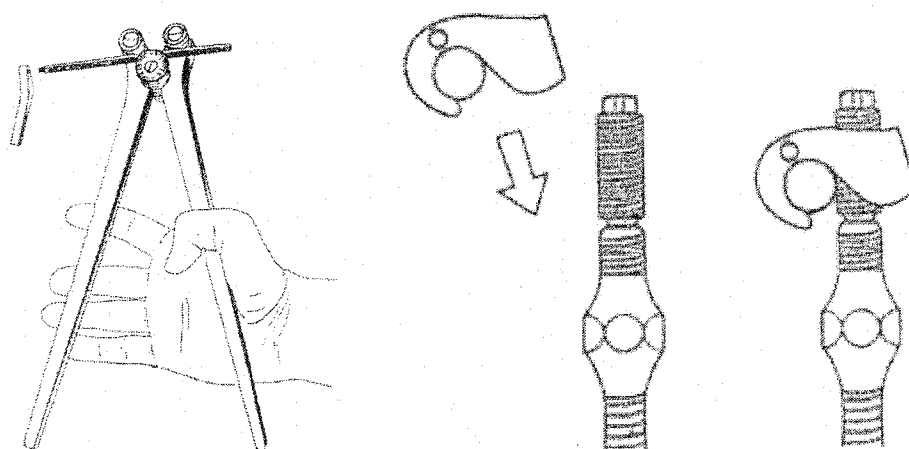


Figure 2.13 Cintrage et insertion de la tige Colorado 2 sur les implants (Sofamor Danek Group, 1999)

La troisième étape est le raccordement de la tige correctrice aux implants (figure 2.13) qui se fait généralement du côté concave de la courbe scoliotique. La tige peut être insérée en position latérale ou médiale par rapport aux implants. Les clips sont d'abord glissés sur la tige de façon à se trouver à proximité et à pointer vers les implants sur lesquels ils seront insérés. Les clips sont alors progressivement amenés vers les

implants et les écrous sont mis en place pour éviter que les clips glissent hors de l'axe de l'implant. L'insertion des clips sur les implants est facilitée par leur géométrie conique particulière qui permet une rotation de 34° du clip par rapport à l'implant lors de cette manœuvre.

Suite à l'insertion des clips sur les implants, la tige est toujours libre de tourner dans les clips et se trouve à une distance variable du rachis puisqu'elle est également libre de glisser selon l'axe des implants. Lors de la quatrième étape, la tige est réorientée et maintenue dans le plan sagittal de la colonne vertébrale à l'aide de pinces étiau (figure 2.14). Cette manœuvre redéfinit un nouvel équilibre naturel du segment instrumenté du rachis dans le plan frontal.

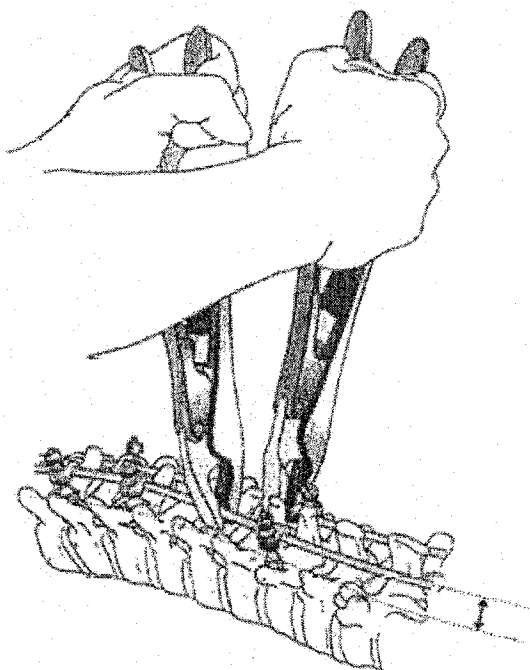


Figure 2.14 Rotation et maintien de la tige dans le plan sagittal (Sofamor Danek Group, 1999)

Finalement, la cinquième étape consiste à réduire la distance entre la tige et le rachis par le serrage des écrous (figure 2.15). Suite au serrage, la tige est perpendiculaire à tous les implants grâce à la forme conique des clips et de la butée des implants et force le rachis à retrouver les courbes dans le plan sagittal prescrites par le cintrage et sa déformation lors des manœuvres d'instrumentation.

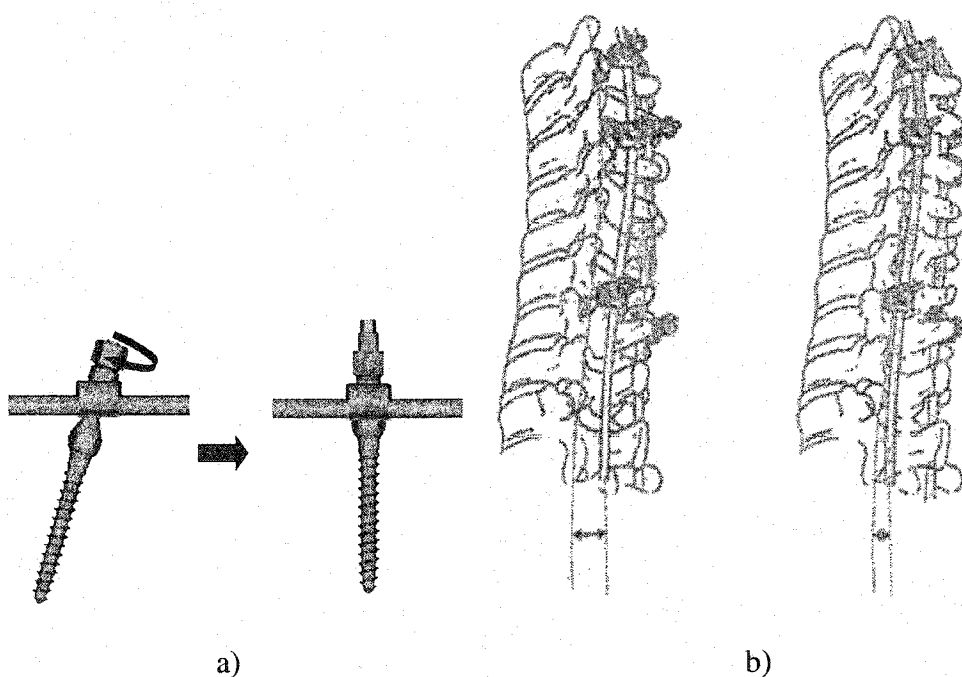


Figure 2.15 Réalignement des clips par rapport aux implants et réduction de la distance entre la tige et le rachis lors du serrage des écrous (Sofamor Danek Group, 1999)

Par la suite, les étapes 2, 3 et 5 sont répétées pour cintrer la deuxième tige, l'insérer sur les implants et serrer les écrous afin de stabiliser l'instrumentation et lui procurer une rigidité suffisante pour maintenir la correction jusqu'à ce que la fusion osseuse du segment instrumenté soit complète.

2.6. Étude de la flexibilité du rachis

La flexibilité du rachis scoliotique est un facteur biomécanique important qui est considéré dans la prise de décisions relatives au nombre d'implants utilisés et aux niveaux vertébraux instrumentés au moment de la planification opératoire de même que pour définir la forme de la tige lors du cintrage lors de l'intervention chirurgicale. De plus, la connaissance des propriétés structurelles du rachis est essentielle pour la définition de modèles biomécaniques permettant de simuler les manœuvres d'instrumentation chirurgicale de la colonne vertébrale scoliotique.

2.6.1. Méthodes expérimentales de mesure *in vitro* des propriétés structurelles du rachis

Les études expérimentales de caractérisation *in vitro* des propriétés mécaniques du rachis sont nombreuses. Elles permettent de mesurer directement les charges et les déplacements du rachis. Les charges sont appliquées à l'aide d'appareils disponibles commercialement (Instron Corporation; MTS Systems Corporation, USA) ou de montages expérimentaux fabriqués sur mesure (figure 2.16).

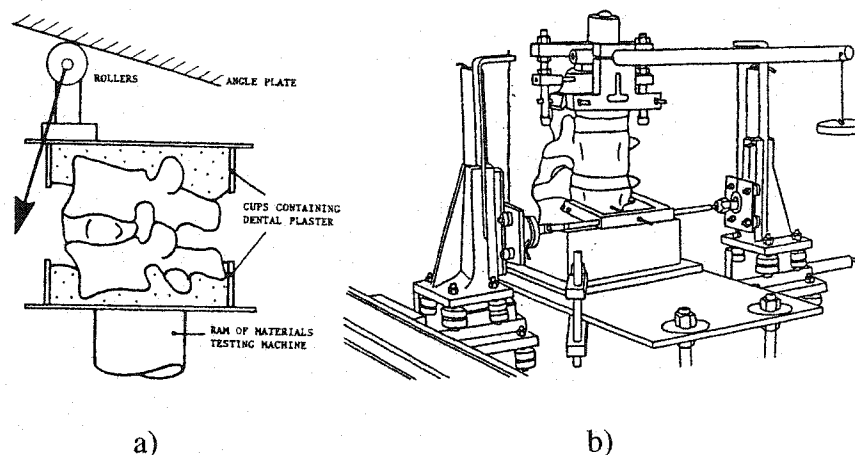


Figure 2.16 Montages expérimentaux utilisant un appareil a) commercial (Adams, 1995) ou b) fabriqué sur mesure (Lavaste et coll., 1990)

Les études de caractérisation du comportement intervertébral peuvent utiliser des unités fonctionnelles complètes constituées des deux vertèbres incluant tous les tissus mous intervertébraux ou avec résection partielle de certains éléments (figure 2.17a). Toutefois, la résistance en tension des longs ligaments (commun antérieur et postérieur et supra-épineux) est négligée et les corps vertébraux ne sont pas chargés physiologiquement par les disques adjacents (Adams, 1995). L'utilisation de segments longs peut réduire ces problèmes. Wilke et coll. (1998) suggèrent d'ailleurs d'utiliser un segment qui permette de conserver au moins une vertèbre non instrumentée à chaque extrémité. L'application d'une pré-charge tangentielle (Patwardhan et coll., 1999) peut réduire le flambement et augmenter la résistance en compression des longs spécimens de rachis.

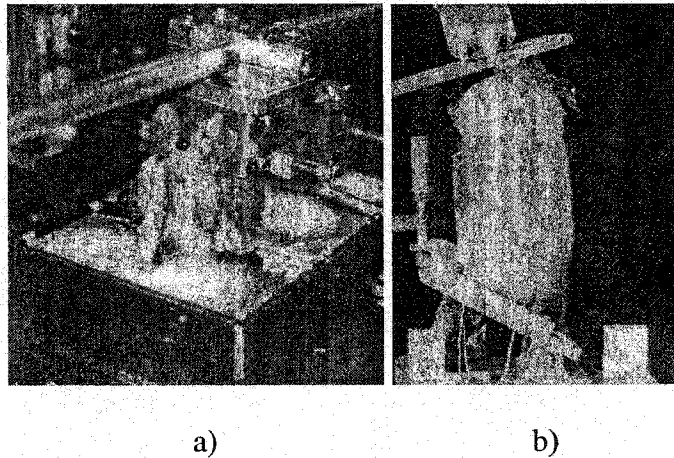


Figure 2.17 Spécimens cadavériques a) unité fonctionnelle T12-L1 (Boudreault, 1994) b) segment L1-S1 (Hedman et Fernie, 1997)

Trois types de tests ont été suggérés et sont généralement reconnus (Panjabi, 1988). Le test de solidité consiste à appliquer graduellement une charge jusqu'à la défaillance du spécimen et permet d'étudier les efforts ultimes et les déplacements maximaux en fonction des conditions de chargement. Lors d'un test de fatigue, des efforts sont appliqués sur le spécimen jusqu'à la rupture et permettent d'étudier la durée de vie utile d'une instrumentation sous certaines conditions de chargements. Le test de stabilité permet d'appliquer des charges (force ou moment) pures et de mesurer les déplacements principaux (selon le même degré de liberté (DLL) que la charge) et couplés. Il s'agit d'un test non destructif qui permet d'effectuer des essais selon chacun des 6 DLL (figure 2.18) et de répéter le test plusieurs fois sur le même spécimen pour estimer la reproductibilité des mesures. Une pré-charge peut également être appliquée au spécimen pour rétablir les conditions physiologiques du disque (Adams, 1995; Pflaster et coll., 1997) et représenter les conditions *in-vivo* de chargement de la colonne

vertébrale (Cripton et coll., 2000; Patwardhan et coll., 1999). Toutefois, elles peuvent également introduire des charges parasites au segment étudié (Cripton et coll., 2000). De façon générale, les charges appliquées aux spécimens doivent être les plus représentatives possibles des conditions du phénomène étudié (Adams, 1995).

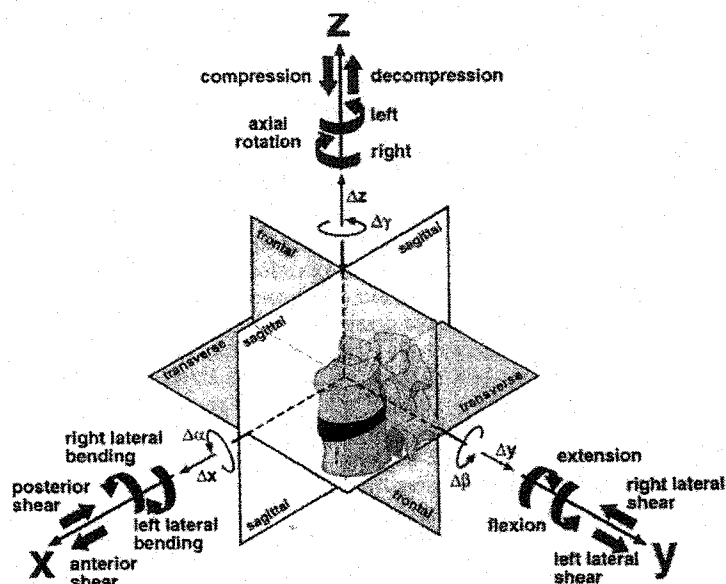


Figure 2.18 Description des 6 degrés de liberté de charges appliquées et de déplacements mesurés (Wilke et coll., 1998)

Les déplacements sont mesurés à l'aide de systèmes mécaniques (Lavaste et coll., 1990), de capteurs électromagnétiques (Tsantrizos et coll., 2000) ou optoélectroniques (Cripton et coll., 2000). Les efforts sont mesurés soit en déterminant les poids et les bras de levier utilisés, soit à l'aide de cellules de forces à plusieurs degrés de liberté ou de jauges de contrainte et de déformation. Ces méthodes permettent de caractériser plusieurs paramètres biomécaniques (figure 2.19) tels que la mobilité du

segment rachidien (δ), l'étendue de la zone neutre (z_n) et de la zone élastique (z_e) et la rigidité du segment dans ces zones (k_{zn} , k_{ze}).

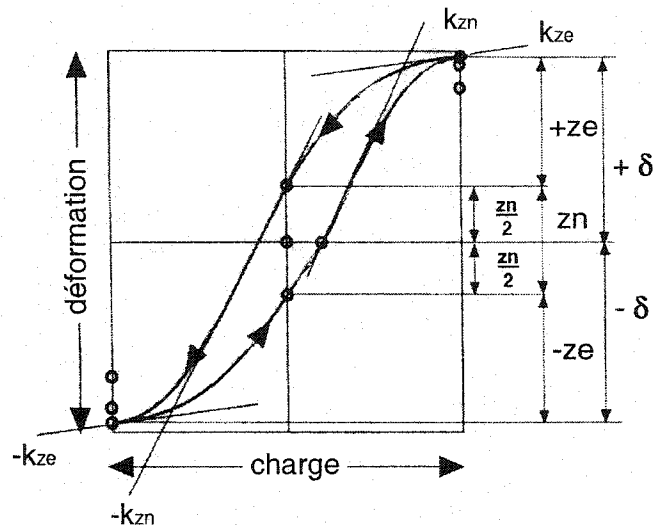


Figure 2.19 Caractéristiques biomécaniques mesurées lors de tests expérimentaux
(adapté de Wilke et coll., 1998)

Ainsi, les méthodes *in vitro* permettent d'estimer les propriétés structurales du rachis et d'étudier la stabilité procurée par différentes stratégies d'instrumentation chirurgicale. Toutefois, le grand nombre de paramètres qui peuvent varier lors de ces études et faire en sorte que les résultats ne soient pas toujours comparables entre eux requiert de standardiser les méthodes expérimentales (Wilke et coll., 1998). Panjabi et coll. (1976a, 1976b, 1994) et Oxland et coll. (1992) ont documenté le comportement intervertébral de l'ensemble du rachis thoracique et lombaire (T1-S1) avec la même méthode expérimentale. D'autre part, il est possible que les propriétés mécaniques *in vitro* ne soient pas parfaitement représentatives du comportement *in-vivo*. La conservation des spécimens entre -20°C et -30°C et décongélation lente a peu d'effet sur

les propriétés mécaniques (Smeathers et Joanes, 1988). Toutefois, la conservation dans une solution au formol modifie les propriétés mécaniques des spécimens (Wilke et coll., 1996) et la conservation prolongée sans chargement ou en immersion dans une solution saline augmente la résistance en flexion du disque intervertébral (Adams et coll., 1987) et diminue la résistance en compression des articulations intervertébrales postérieures (Dunlop et coll., 1984). Plusieurs précautions doivent donc être apportées pour conserver l'hydratation des spécimens sans altérer les propriétés biomécaniques (Adams, 1995). De plus, la densité osseuse influence la charge à la rupture (Jost et coll., 1998) et la solidité de fixation des implants chirurgicaux (Adams, 1995) et l'âge moyen des spécimens cadavériques qui ne présentent généralement pas de déformations rachidiennes est beaucoup plus élevé que celui des adolescents scoliotiques.

2.6.2. Méthodes d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité du rachis sciotique

La principale limite des méthodes d'évaluation expérimentales *in vitro* des propriétés structurelles du rachis pour une utilisation clinique est qu'elles ne permettent pas d'estimer la flexibilité *in-vivo* du rachis des patients sciotiques. Les principales méthodes d'évaluation de la flexibilité utilisées cliniquement sont donc des méthodes indirectes basées sur l'observation radiographique de la réductibilité des courbes sciotiques. Les tests les plus fréquemment utilisés (figure 2.20) sont l'inflexion latérale volontaire en position couchée sur le dos (Aronsson et coll., 1996; Klepps et coll., 2001; Polly et Sturm, 1998; Vaughan et coll., 1996) ou debout (Dubousset et coll., 1989; Wood et coll., 1994), l'inflexion latérale avec point d'appui (Cheung et Luk,

1997; Klepps et coll., 2001; Luk et coll., 1998) et la traction couchée sur le dos (Polly et Sturm, 1998; Takahashi et coll., 1997; Vaughan et coll., 1996) ou en suspension debout (Ghista et coll., 1988; Matsumoto et coll., 1997).

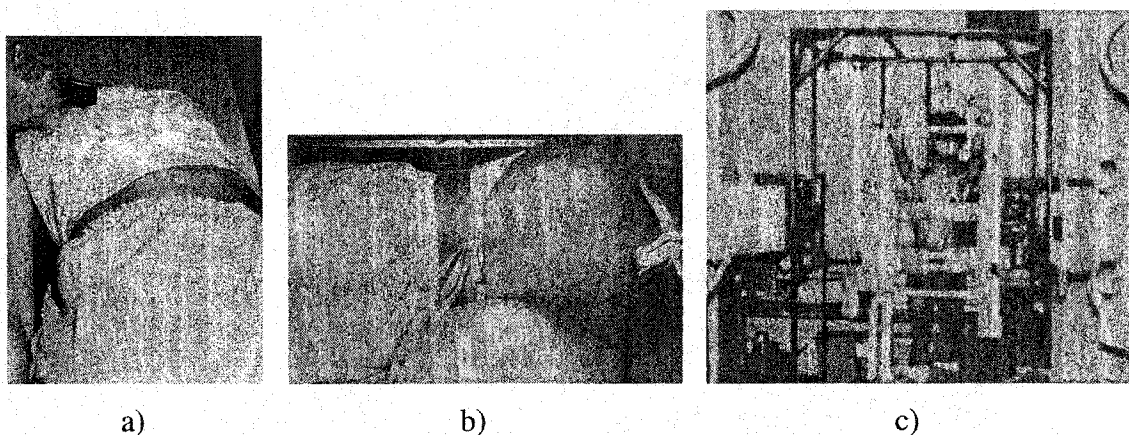


Figure 2.20 Principaux tests de flexibilité: inflexion latérale a) volontaire, b) avec point d'appui thoracique (Klepps et coll., 2001) et c) traction (Matsumoto et coll., 1997)

L'utilisation du test d'inflexion latérale pour la planification opératoire a été initiée par Moe (1972) et popularisée par King et coll. (1983). Les tests cliniques d'évaluation de la flexibilité du rachis scoliotiques sont utilisés pour estimer la réductibilité des courbes scoliotiques, identifier les segments du rachis plus rigides et déterminer les niveaux vertébraux qui seront fusionnés (Klepps et coll., 2001). Le test d'inflexion latérale est à l'heure actuelle le plus utilisé et est souvent considéré comme référence pour l'évaluation de ces méthodes (Klepps et coll., 2001). Il n'y a toutefois pas de consensus sur le test optimal pour prédire la réductibilité des courbes scoliotiques. Le test d'inflexion latérale permettrait de mieux prédire la réductibilité des

courbes scoliotiques plus faibles que 60° alors que le test de traction serait plus approprié pour les plus grandes déformations (Polly et Sturm, 1998; Vaughan et coll., 1996). D'après Klepps et coll. (Klepps et coll., 2001), le test d'inflexion avec point d'appui devrait être utilisé pour les courbes scoliotiques thoraciques et lombaires alors que l'inflexion latérale volontaire serait plus approprié pour les courbes thoraco-lombaires et haute thoraciques. Klepps et coll. (Klepps et coll., 2001) concluent également qu'aucun test utilisé actuellement ne permet de prédire véritablement la correction chirurgicale. Le test d'inflexion latérale volontaire en position couchée présente une grande variabilité d'amplitude de mouvement qui fait en sorte que sa reproductibilité n'est pas optimale (Petit et coll., 2002, voir annexe 1). Finalement, aucun des ces tests n'évalue réellement la flexibilité du rachis scoliotique puisque les forces en jeux ne sont pas connues (Sevastik et Stokes, 2000).

2.7. *Étude du comportement biomécanique du rachis scoliotique lors de l'instrumentation chirurgicale à l'aide de modèles biomécaniques*

L'utilisation de modèles biomécaniques pour étudier le comportement du rachis scoliotique lors de simulations des manœuvres d'instrumentation chirurgicale est complémentaire aux études expérimentales *in vitro* et *in-vivo*. D'une part, les méthodes expérimentales *in vitro* permettent d'étudier l'effet d'une instrumentation chirurgicale sur la rigidité et la stabilité structurale du rachis mais ne permettent généralement pas de

tester plusieurs stratégies opératoires sur un même spécimen. De plus, les caractéristiques mécaniques mesurées sur les spécimens cadavériques, instrumentés ou non, ne sont pas nécessairement représentatives de celles du rachis d'un patient scoliotique. D'autre part, les méthodes expérimentales *in-vivo* permettent d'évaluer des caractéristiques spécifiques aux patients scoliotiques mais l'information obtenue ne permet généralement pas de caractériser complètement le comportement biomécanique du rachis des patients et la reproductibilité des mesures n'est pas toujours optimale. Finalement, les modèles biomécaniques sont définis à l'aide des données géométriques et mécaniques obtenues par les méthodes expérimentales *in vitro* et *in-vivo*. Ils permettent de tester plusieurs stratégies opératoires sur un seul modèle et de comparer les variations relatives des résultats de simulation en fonction de la stratégie simulée. La représentativité des caractéristiques géométriques et mécaniques de ces modèles dépend essentiellement de celle des méthodes expérimentales desquelles elles sont extraites.

La plupart des modèles de simulation de l'instrumentation chirurgicale utilisent la méthode des éléments finis (Gardner-Morse et Stokes, 1994; Ghista et coll., 1988; Le Borgne, 1998; Stokes et Gardner-Morse, 1993; Vanderby et coll., 1986). Patwardhan et coll. (1982), Poulin et coll. (1998) et Aubin et coll. (2002) ont utilisé des modèles à multi-corps flexibles. De façon générale, cette approche permet de représenter adéquatement les manœuvres d'instrumentation chirurgicale tout en réduisant les problèmes de convergence et les temps de calculs associées aux non-linéarités inhérents à la méthode des éléments finis (Aubin et coll., 2002). Par contre, les modèles multi-

corps ne permettent pas d'évaluer les contraintes et les déformations internes des éléments mais uniquement les forces de réaction et les déplacements des corps. Les modèles présentés plus haut ont tous été analysés en mode statique. L'analyse statique consiste à déterminer la configuration d'équilibre en fonction des efforts ($F = Kx$) sans tenir compte des accélérations ni des vitesses de déplacement. Les données géométriques de ces modèles sont généralement personnalisées soit à partir de données radiographiques 2D ou d'une reconstruction 3D du rachis. Par contre, les propriétés mécaniques sont généralement tirées de données expérimentales mesurées sur des spécimens cadavériques de sujets non scoliotiques. Vanderby et coll. (1986), Ghista et coll. (1988) et LeBorgne (1998) ont toutefois proposés différentes approches pour personnaliser les propriétés mécaniques des modèles du rachis.

Vanderby et coll. (1986) proposent un modèle par éléments finis filaire qui comporte un nœud au centre de chacun des corps vertébraux et représente l'ensemble des éléments d'une articulation intervertébrale par une matrice de rigidité non-linéaire. Ce modèle a été utilisé sur un patient scoliotique opéré à l'aide d'une tige de distraction attachée aux vertèbres T5 et L3 du côté concave de la déformation thoraco-lombaire. Le centre des corps vertébraux a été identifié directement sur les radiographies et des facteurs d'échelles linéaires ont été appliqués pour définir la géométrie 3D de la ligne vertébrale pré- et post-opératoire du segment instrumenté. La force de distraction a été mesurée lors de l'opération et appliquée directement entre les vertèbres T5 et L3 du modèle. Les simulations ont été effectuées avec trois types de conditions aux limites

pour évaluer leur influence. Les propriétés *in-vivo* des unités fonctionnelles ont ensuite été déterminées à l'aide d'un algorithme d'optimisation. Les variables de design servant à minimiser la fonction objectif sont les propriétés de flexion dans le plan frontal et sagittal (EI_y et EI_z) et les propriétés en tension-compression (EA) de chacune des unités fonctionnelles du modèle. La fonction objectif est une somme pondérée des différences au carré entre la position des centres des corps vertébraux mesurée à partir des radiographies post-opératoire et celle simulée avec le modèle. Les auteurs ont déterminé que les conditions aux limites ont une très grande influence sur les résultats de simulation et suggèrent que les différences entre les propriétés mécaniques *in vitro* et celles d'un patient scoliotique sont très faibles, si elles existent. Les auteurs discutent également de l'importance du choix des coefficients de pondération de la fonction objectif en fonction de la qualité des mesures 3D et suggèrent que l'approche de personnalisation proposée puisse apporter une information primordiale dans des conditions expérimentales mieux contrôlées. En fait, la faible précision des mesures de forces et des reconstructions 3D peuvent avoir eu une influence majeure et limiter considérablement la portée des conclusions de cette étude. De plus, cette méthode ne permet pas d'étudier la flexibilité du rachis pour la planification chirurgicale puisqu'elle nécessite des données intra-opératoires pour caractériser les propriétés mécaniques du modèle.

Le modèle par éléments finis de Ghista et coll. (1988) est constitué d'éléments poutres linéaires 2D avec 3 DDL à chaque nœud qui relie le centre des corps

vertébraux de 2 vertèbres adjacentes identifiés sur une radiographie. Les conditions aux limites imposées au modèle bloquent les 2 DDL de translation au sacrum et la translation latérale à la vertèbre supérieure. Les propriétés mécaniques des éléments poutres sont ensuite personnalisées à partir d'un test de traction debout. La force de traction est mesurée à l'aide d'un pèse personne et une radiographie est prise lorsque la traction est appliquée. Le test de traction est ensuite simulé en appliquant la force de traction mesurée sur la vertèbre supérieure du modèle et le module d'élasticité de chacun des éléments poutre est modifié par un algorithme cherchant à minimiser la différence moyenne quadratique (RMS) entre le déplacement des nœuds simulé et celui mesuré sur les radiographies. L'instrumentation Harrington-Luque de 10 patients scoliotiques a été simulée par l'application progressive de forces latérales et de force de traction sur le modèle du rachis correspondant à la stratégie opératoire établie au préalable par le chirurgien jusqu'à ce que la correction prédite par le modèle corresponde à l'objectif visé. Les forces de correction prédites par le modèle ont ensuite été comparées avec les forces mesurées lors des manœuvres chirurgicales à l'aide d'outils spécialement conçus à cet effet. La correction chirurgicale prédite par le modèle a également été comparée à celle appliquée par le chirurgien avec un indice d'erreur basé sur la différence entre l'aire sous la courbe rachidienne simulée et celle mesurée sur la radiographie post-opératoire. Les auteurs ont obtenu un indice d'erreur inférieur à 10% dans tous les cas simulés et concluent qu'il est possible de prédire la correction chirurgicale ainsi que les forces de correction optimales à l'aide d'un modèle incluant des propriétés mécaniques

in-vivo. Ils reconnaissent également que la représentation 2D du modèle est une limite importante pour modéliser les déformations scoliotiques mais suggèrent que la technique chirurgicale utilisée agit principalement dans le plan frontal pour justifier leur approche.

Le Borgne (1998) a utilisé un modèle 3D par éléments finis du rachis et de la cage thoracique développé par Aubin (1995) et Descrimes (1995) pour modéliser l'instrumentation chirurgicale Cotrel-Dubousset de 16 patients scoliotiques. La géométrie du modèle a été personnalisée à celle des patients scoliotiques à l'aide d'une méthode de reconstruction 3D et de modélisation géométrique (Aubin et coll., 1995) à partir de radiographies pré-opératoires. Les caractéristiques mécaniques initiales du modèle ont été définies à partir de données tirées de la littérature et de mesures expérimentales *in vitro* effectuées sur les unités fonctionnelles (Boudreault, 1994). Le Borgne a proposé une méthode pour personnaliser les propriétés mécaniques de ce modèle à partir d'un test d'inflexion latérale effectué lors de la planification opératoire. Pour ce faire, la mobilité intervertébrale axiale et dans le plan frontal a été mesurée entre la reconstruction 3D pre-opératoire et la géométrie en inflexion latérale debout obtenue par reconstruction stéréo-radiographique (Dansereau et coll., 1990) pour 14 patients et mesurée directement sur la radiographie antéro-postérieure en position couchée pour 2 autres patients. La mobilité intervertébrale dans le plan frontal a été déterminée par le changement entre la position droite et en inflexion latérale de l'angle dans le plan frontal entre la droite reliant les plateaux supérieur et inférieur de 2 vertèbres adjacentes. La mobilité intervertébrale axiale a été définie par le changement entre la position droite et

l'inflexion latérale de la différence de rotation axiale entre 2 vertèbres adjacentes mesurée par la méthode de Stokes et coll. (1986). L'auteur estime la précision de ces mesures à 3° et 4° pour la mobilité frontale et axiale respectivement. Le test d'inflexion latérale a été simulé avec le modèle en imposant sur les vertèbres supérieure (T1) et inférieure (L5) les déplacements mesurés lors de l'inflexion latérale. Certains paramètres mécaniques du modèle, identifiés par une étude de sensibilité effectuée auparavant, ont ensuite été ajustés manuellement jusqu'à ce que la mobilité frontale, la mobilité axiale et la ligne vertébrale soient jugées satisfaisantes par rapport aux mesures en inflexion latérale. L'instrumentation chirurgicale Cotrel-Dubousset a été simulée avec le modèle personnalisé et les résultats de simulations ont été comparés avec des mesures intra-opératoires et la reconstruction radiographique 3D post-opératoire du rachis. L'auteur conclut que le modèle personnalisé présente des résultats cohérents avec les mesures post-opératoires et que la personnalisation des propriétés mécaniques est indispensable pour envisager l'utilisation des modèles biomécaniques pour prédire l'effet des corrections chirurgicales. Cette méthode présente toutefois plusieurs lacunes dont l'absence d'une méthode d'optimisation ou de critères d'arrêt rigoureux et l'utilisation d'indices dont la précision est de l'ordre de la mesure pour ajuster les paramètres mécaniques du modèle.

Chapitre 3. Hypothèses, objectifs, méthodes et résultats

La revue des connaissances met en évidence l'importance d'évaluer *in-vivo* la flexibilité du rachis scoliotique aussi bien pour la planification de l'instrumentation chirurgicale que pour la définition de modèles biomécaniques du rachis scoliotique. En effet, il semble évident que les caractéristiques mécaniques du rachis de patients scoliotiques diffèrent grandement de celles de spécimens cadavériques et qu'elles varient de façon importante entre les individus. De plus, l'évaluation clinique de la flexibilité de certains segments du rachis scoliotique, même si elle est incomplète, influence la stratégie adoptée par les chirurgiens et, vraisemblablement, la correction chirurgicale effectuée.

Ces observations nous mènent donc à poser les hypothèses suivantes :

- H1. La flexibilité segmentaire du rachis scoliotique influence la correction obtenue lors de l'instrumentation chirurgicale;
- H2. Un modèle biomécanique qui représente les manœuvres d'instrumentation chirurgicale en intégrant la géométrie et la flexibilité segmentaire spécifiques aux patients peut simuler la correction en vue de la planification chirurgicale.

Ces hypothèses seront vérifiées par la réalisation de trois objectifs spécifiques :

- O1. Développer une méthode d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique à l'aide d'un modèle biomécanique ;

- O2. Modéliser les manœuvres d'instrumentation de la scoliose à l'aide du modèle personnalisé et l'évaluer en comparant la correction simulée avec celle obtenue suite à l'instrumentation chirurgicale ;
- O3. Étudier la relation entre la flexibilité des segments scoliotiques et la correction obtenue par instrumentation avec une approche de modélisation biomécanique.

3.1. Description globale de l'approche méthodologique

L'objectif général de ce projet est donc de développer un outil d'évaluation de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale. Une approche hybride combinant une démarche expérimentale et un modèle biomécanique à multi-corps flexibles sera utilisée pour atteindre les objectifs spécifiques du projet (figure 3.1). Dans les grandes lignes, le modèle à multi-corps flexibles du rachis scoliotique sera d'abord décrit à la section 3.2. Celle-ci intègre le deuxième article de ce travail (section 0) qui porte sur la détermination de la position des liaisons intervertébrales du modèle. Par la suite, la méthode de personnalisation des propriétés mécaniques du modèle est présentée à la section 3.3 dans le cadre du troisième article de ce travail. Finalement, la méthode de simulation de l'instrumentation Colorado 2 est décrite à la section 3.4 et les résultats de simulations seront analysés à la section 3.5. D'une part, les résultats de simulation avec différentes valeurs pour les paramètres de personnalisation des propriétés mécaniques, dont celles spécifiques aux patients, ainsi que la relation entre la classification de la flexibilité segmentaire du rachis et la

correction observée suite à l'instrumentation permettront d'adresser la première hypothèse de ce travail. D'autre part, la comparaison de ces résultats de simulation avec les mesures effectuées par reconstruction 3D post-instrumentation permettront d'évaluer le modèle de simulation pour vérifier la deuxième hypothèse de travail.

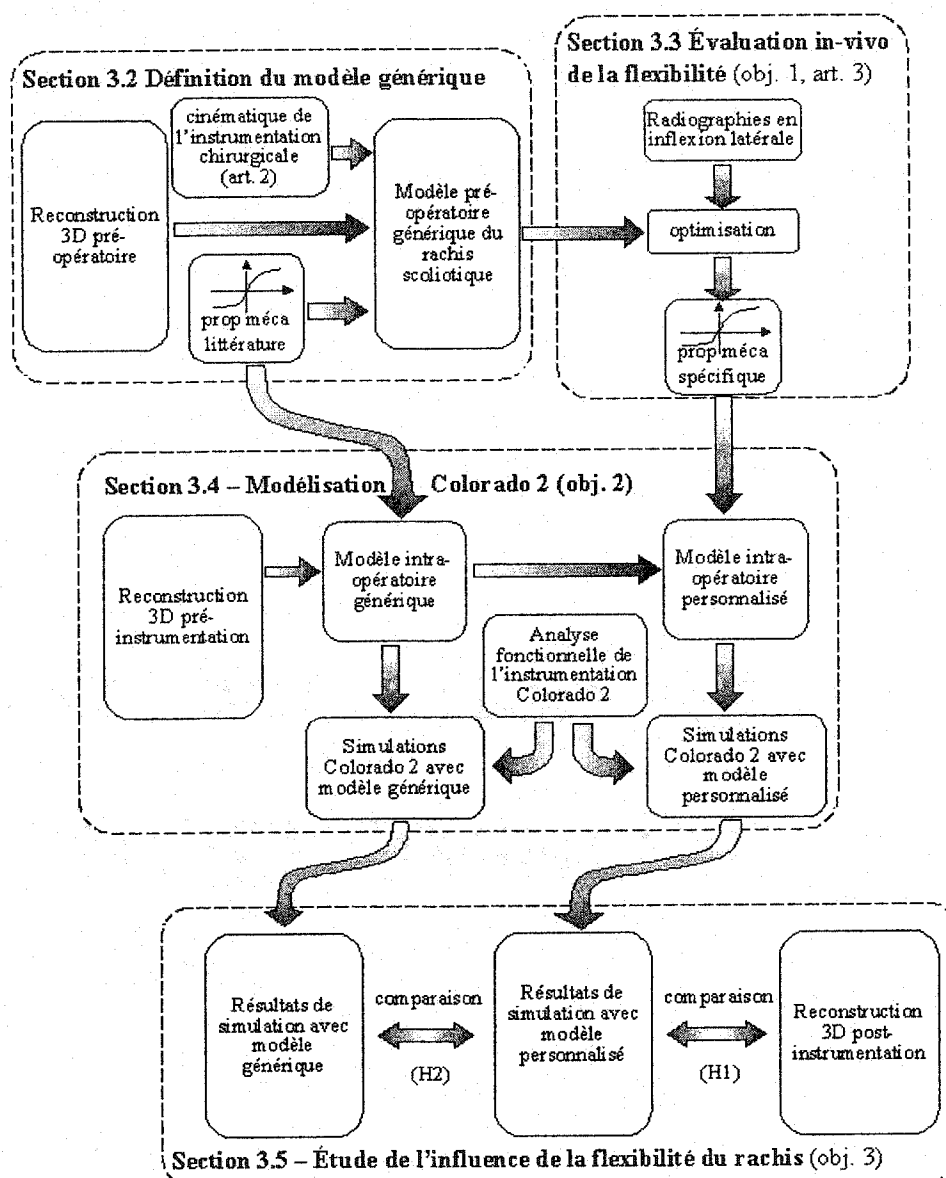


Figure 3.1 Approche méthodologique et structure du chapitre

3.2. *Définition du modèle biomécanique générique du rachis scoliotique*

Cette section présente le cheminement méthodologique pour la définition du modèle biomécanique à multi-corps flexibles du rachis scoliotique incorporant des propriétés géométriques spécifiques aux patients et permettant la personnalisation des propriétés mécaniques.

La géométrie du modèle est obtenue à l'aide des techniques de reconstruction 3D radiographiques (Cheriet et coll., 1999a; Cheriet et coll., 1999b) et de modélisation géométrique (Aubin et coll., 1995). Deux radiographies calibrées (postéro-antérieure et latérale) sont prises. Les billes de l'objet de calibrage ainsi que six repères anatomiques par vertèbre (centre des plateaux supérieur et inférieur et sommets supérieur et inférieur des pédicules gauche et droit) sont identifiés sur chacune des images radiographiques et permettent de définir les données géométriques 3D personnalisées du modèle. Par la suite, la représentation géométrique des vertèbres est raffinée à l'aide de primitives géométriques de vertèbres provenant d'un spécimen cadavérique sec obtenues par la reconstruction 3D de coupes tomographiques sériées. Ces primitives sont ajustées aux repères anatomiques reconstruits en 3D par un algorithme de déformation en corps libre formulée à l'aide des équations de krigeage dual (Trochu, 1993) et permettent de prédire la position d'un grand nombre de repères anatomiques supplémentaires tel que le point

d'insertion des vis pédiculaires qui sera utilisé pour la modélisation de l'instrumentation Colorado 2 (section 3.4).

Les vertèbres sont représentées par des corps rigides dans le modèle biomécanique alors que les éléments intervertébraux sont représentés par une liaison sphérique et trois ressorts en torsion. Cette représentation de l'articulation intervertébrale comporte l'hypothèse simplificatrice que les déplacements intervertébraux lors de l'instrumentation chirurgicale peuvent être représentés adéquatement uniquement par des rotations autour d'un centre unique. La cinématique de l'instrumentation chirurgicale de 82 patients scoliotiques a donc été étudiée pour vérifier cette hypothèse et définir la position des liaisons sphériques du modèle représentée par la position moyenne du centre de rotation intervertébrale. Cette étude est présentée dans l'article suivant soumis à la revue *Journal of Biomechanics* (sept. 2002), pour lequel la contribution du premier auteur est évaluée à 85%.

3.2.1. Article no 2. Kinematics of the Scoliotic Spine Instrumentation: Analysis of Intervertebral Rotations and Centres of Rotation

Kinematics of the Scoliotic Spine Instrumentation:

Analysis of Intervertebral Rotations and Centers of Rotation

Submitted to: *Journal of Biomechanics*

Yvan Petit^{1,2} M.A.Sc., Carl-Éric Aubin^{1,2} PhD and Hubert Labelle² M.D.

1. École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering, PO Box 6079, Station Centre-ville, Montreal (Quebec), Canada, H3C 3A7
2. Research Centre, Sainte-Justine Mother-Child University Hospital, 3175, Cote-Sainte-Catherine Rd, Montreal (Quebec), Canada, H3T 1C5

Address correspondence and reprint requests to:

Carl-Eric Aubin, PhD
Associate Professor,
Canada Research Chair "CAD Innovations in Orthopedic Engineering"
École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering
PO Box 6079, Station "Centre-ville",
Montreal, Quebec, Canada, H3C 3A7
Tel: (514) 340-4711 #4437
Fax: (514) 340-5867
E-mail: <mailto:carl-eric.aubin@polymtl.ca>

Key words: spine, joint kinematics; center of rotation; intervertebral rotation; scoliosis surgery

Word count: 3097 (intro-discussion)

Abstract

The objectives of this paper are to develop a method to document intervertebral rotations and centers of rotation and test the hypothesis that average centers of rotation are adequate to define a multibody model of the scoliotic spine and simulate several instrumentation maneuvers. Intervertebral rotations and centers of rotation of the scoliotic spine were estimated from pre- and post-operative 3D radiographic reconstructions of 82 patients undergoing spinal correction with either Cotrel-Dubousset or Colorado instrumentation systems. A least square approach based on the singular value decomposition was used to calculate the rigid body transformation parameters. Intervertebral centers of rotation are located in the vertebral foramen at the medial plane and approximately at the superior endplate level of the inferior vertebra. Intervertebral rotations have major components in all planes: 6.7° , 5.5° and 4.5° RMS respectively in the frontal, sagittal and transverse planes. Intervertebral rotations and centers of rotation are not significantly different for the two instrumentation systems. Evaluation of the proposed method was performed by simulating various intervertebral rotations and 3D reconstruction errors on a theoretical model of a lumbar functional unit. Errors of 1.7° for the intervertebral rotations were found for the documented accuracy of the 3D reconstruction technique (3 mm). Maximum errors for the position of centers of rotation were below 10 mm for intervertebral rotations larger than 2.5° but were at 38 mm for small intervertebral rotations ($<1^\circ$). These results provide valuable data for the

development and the validation of simulation models for surgical instrumentation of idiopathic scoliosis.

Introduction

Three-dimensional vertebral displacements following surgical instrumentation of idiopathic scoliosis have been well documented (Delorme et al., 2000a, 2000b; Ghanem et al., 1997; Lenke et al., 1998; Sawatsky et al., 1998) providing valuable data for the development and validation of biomechanical models. In particular, multibody models recently were developed to simulate spinal instrumentation maneuvers and their efficiency to represent non-linearities has been demonstrated (Aubin et al., 2002; Stokes et al., 1999). In their multijoint model, Stokes and Gardner-Morse (1995) defined the intervertebral spherical articulations at the center of intervertebral discs, and predicted maximum efforts in the spine subjected to muscle loads lower than published experimental results. Patwardhan et al. (1982) defined the intervertebral joints at the posterior extremity of the discs on the basis of a previous study of vertebral motion under static loads (Soni et al., 1982) and observed a maximum error in rotational movement of 0.3° . White and Panjabi (1990) reported a large variability of intervertebral centres of rotation associated with the type of loading as well as different pathologies of the spine. Thus, in order to adequately model the intervertebral behavior of a flexible multibody model of the spinal instrumentations, it is essential to define properly the location of the center of rotation.

The objective of this paper is to develop a method to document intervertebral rotations and centers of rotation and test the hypothesis that average centers of rotation are adequate to define a spherical-joint composed model of the scoliotic spine to simulate instrumentation maneuvers.

Materials and Methods

Rigid body transformation parameters describing the relative movement of adjacent vertebrae following the surgical instrumentation were calculated using a least-squares method adapted from (Soderkvist and Wedin, 1993) and (Challis, 1995).

Least square estimation of the rigid body rotation about a center of rotation

The rigid body transformation parameters are defined from the 3D measurement of n vertebral landmarks before $U = \{u_1, \dots, u_n\}$ and after $V = \{v_1, \dots, v_n\}$ the movement, where u_i and v_i are the 3D position vectors of the initial and final geometry. The computation of rotations about a center of rotation corresponds to solve:

$$(V - C) = [R](U - C) \quad (1)$$

where R is the 3x3 rotation matrix and C is the 3x1 location vector of the center of rotation. If n is larger than 4, equation 2 can be solved in a least square sense to find the best solution of R and C . The problem of solving the 12 parameters of equation 1 (9 direction cosine matrix components for the rotation and 3 coordinates for the center of rotation) was decomposed in two steps: 1- resolution only for the rotation by eliminating C as an unknown; 2- resolution of equation 1 only for C .

In the first part of the problem, equation 1 is reduced to a rotation problem by introducing the mean vector of the initial and the final geometries:

$$V - \bar{v} = [R](U - \bar{u}) \quad (2)$$

where \bar{u} and \bar{v} are the mean vectors of the initial and final geometry. The cross-dispersion matrix $[\chi]$ of this equation is computed from:

$$[\chi] = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (v_i - \bar{v})(u_i - \bar{u})^T. \quad (3)$$

Finally, the singular value decomposition (SVD) of $[\chi]$ computed as:

$$[\chi] = [P_\chi][T_\chi][Q_\chi]^T \quad (4)$$

allows to determine the rotation matrix as:

$$[R] = [P_\chi] \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \det([P_\chi][Q_\chi]^T) \end{bmatrix} [Q_\chi]^T. \quad (5)$$

In the second step of the problem, equation 1 is rearranged in the form $[A]x = b$ as:

$$([R] - [I])C = [R]\bar{u} - \bar{v} \quad (6)$$

and solved using the SVD of $[A]$ given by:

$$[A] = [P_A][T_A][Q_A]^T \quad (7)$$

It allows to determine C as:

$$C = [Q_A][T_A']^T [P_A]^T b \quad (8)$$

where $[T_A']$ is a diagonal matrix defined by:

$$t'_i = \begin{cases} \frac{1}{t_i} & \text{if } (t_i \geq \varepsilon) \\ 0 & \text{if } (t_i < \varepsilon) \end{cases}. \quad (9)$$

Here, t_i and t_i' are the coefficients of the diagonal matrices $[T_A]$ and $[T_A']$ respectively, b is the right end side of equation 6 and ε is a singularity threshold that was fixed at $1.0E-7$.

Subjects and Geometric Data

This retrospective study was conducted on 82 patients (Table 1) operated with Cotrel-Dubousset (C-D: $n=32$) or Colorado (CL: $n=50$) instrumentation systems at Sainte-Justine Hospital between 1994 and 2000. Patients of this study were classified in two groups since Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentation systems (Medtronic-Sofamor-Danek, Memphis, USA) apply corrective loads to the spine in two different ways (rod rotation versus translation maneuvers), which could influence the centers of rotation. The 3D geometry of every patients' spine was computed from biplanar 3D reconstruction using the calibrated postero-anterior (PA) and the lateral (LAT) digital radiographs taken 1 day before (pre-op geometry) and 2 months (± 1 month of standard deviation) after (post-op geometry) the surgery. The 3D radiographic reconstruction and geometric modeling techniques of the spine have been described in details before (Aubin et al., 1995; Cherié et coll., 1999) and are only summarized here. Six anatomical landmarks (center of the superior and the inferior endplates and superior and inferior tips of the left and right pedicles) were identified on the PA and LAT radiographs for each of the thoracic and lumbar vertebrae (T1-L5). The 3D position of the six identified anatomical landmarks (referred thereafter as the *3D reconstructed landmarks*) were

computed using the DLT algorithm (Marzan, 1976). 3D high-resolution anatomical primitives of normal vertebrae were deformed to fit the 3D reconstructed landmarks with a free-form deformation formulation using dual kriging (Aubin et al., 1995, 1997). This geometrical modeling operation provided 16 additional anatomical landmarks (*complementary landmarks*) for each vertebra: left, right and anterior extremities of the superior and inferior endplates as well as of the centre of the vertebral body (9) and the extremities of transverse, articular and spinous processes (7). The accuracy of this 3D reconstruction and geometric modeling method was established to 2.6 mm (Aubin et al., 1997).

Estimation of Average Intervertebral Rotations and Centers of Rotation

The movement of a vertebra (*mobile vertebra*) from the pre-operative (M_1) to the post-operative (M_2) position relative to its inferior adjacent vertebra (*reference vertebra*, F_1 and F_2 respectively) was computed using the 22 (3 D reconstructed and complementary) landmarks described in the global coordinate system. The pre-operative geometry of the mobile vertebra (M_1) was first described in the local coordinate system of the reference vertebra with the following:

$$M'_1 = R_l(M_1 - F_c) \quad (10)$$

where R_l is the rotation formed of the cosine vectors X_l , Y_l and Z_l (Figure 1) that define respectively the anterior, the left and the vertical directions of the reference vertebra according to the nomenclature adopted by the Scoliosis Research Society (Stokes, 1994)

and F_c is the location of the midpoint of pedicles landmarks. The post-operative geometry of the mobile vertebra (M'_2) is defined in the local coordinate system of the reference vertebra with the following:

$$M'_2 = R_f M_2 + d_f \quad (11)$$

where R_f and d_f are the rotation and translation. These transformation parameters are estimated from the absolute movement of the reference vertebra from the pre-operative to the post-operative position by solving:

$$F_2 = R_f F_1 + d_f \quad (12)$$

The best solution of R_f is found by least squares with equations 2 to 5 having U and V replaced by F_1 and F_2 . The translation (d_f) is then computed as:

$$d_f = \bar{f}_2 - R_f \bar{f}_1 \quad (13)$$

Once the geometry of the mobile vertebra is described in the reference vertebra coordinate system, equations 5 and 8 are solved with M'_1 and M'_2 being the 3D position of the 22 landmarks before and after the surgery to determine the average rotation and center of rotation of the mobile vertebra relative to the reference vertebra. R and C were calculated for all functional units (T1-T2 to L4-L5) of the 82 patients as well as the RMS of the error of the registration (δ) computed as:

$$\delta = [R](M'_1 - C) - (M'_2 - C) \quad (14)$$

Simulation study

Sensitivity of the method to 3D reconstruction errors in a range of intervertebral rotations of up to 8° was tested. A theoretical model of a lumbar functional unit having no initial intervertebral rotation was first defined. A fractional design of experiment (Montgomery, 2001) was defined with 6 two-level factors (RX, RY, RZ rotations and EX, EY, EZ reconstruction standard errors) and 33 trials for the simulation study. The factors low and high levels ($0-8^\circ$ for rotations, 0-3 mm for reconstruction errors) were defined based on previously reported intervertebral ranges of motion (Ghanem et al., 1997; White and Panjabi, 1990) and accuracy of the 3D reconstruction technique (Labelle et al., 1995; Aubin et al., 1997; Delorme et al., 1999). For each of the 33 trials, a first data sample was generated for the final position by applying the given intervertebral rotations (RX, RY, RZ) to the initial geometry. Then, 99 additional data samples were generated by incorporating a random perturbation on the landmarks position that is normally distributed with a zero mean value and a given standard error (EX, EY, EZ). R and C were computed with the method previously described for each (i^{th}) of the 100 data sets and the rotation error (ϵ_r) and position error (ϵ_p) were determined as:

$$\epsilon_r = \arcsin(\|\text{vect}([R]_0^T [R]_i)\|) \quad \text{and} \quad \epsilon_p = \|C_i - C_0\| \quad (15)$$

where vect is the axial vector of the rotation matrix (Angeles, 1997). Analyses of variance (ANOVA) were performed on the 3300 data samples created with this

procedure to identify the factors having the greatest effects on ϵ_r and ϵ_p with a significance level of 95% ($p=0.05$).

Results

Simulation Results

Simulations results showed that both 3D reconstruction errors and intervertebral rotations have an important ($p<0.05$) effect on the position (ϵ_p) and rotation (ϵ_r) errors. ANOVA estimates of standardized effects (the effect of changing a factor's value from low to high) on ϵ_p revealed that intervertebral rotations (RX: -16.7 mm, RY: -17.2 mm and RZ: -14.5 mm) have the greatest influence followed by 3D reconstruction errors (EX: 13.4 mm, EY: 11.1 mm and EZ: 14.5 mm). However, only 3D reconstruction errors have a significant effect (EX: 16.9°, EY: 24.4° and EZ: 43.7°) on ϵ_r . This influence has been characterized in more detail with two additional simulation sets performed while varying only the significant factors. In the first set of simulations, RX, RY and RZ were fixed respectively to 8°, 6° and 6° corresponding to the approximate RMS value observed overall the patients and 3D reconstruction errors were defined to uniform values ($E_x=E_y=E_z$) corresponding to a 3D reconstruction error varying from 0 mm to 6 mm. Figure 2 shows that ϵ_r progressively increases with 3D reconstruction errors. In particular, the rotation error (ϵ_r) is 1.7° for a 3D reconstruction error of 3 mm slightly higher than the documented accuracy of the 3D reconstruction technique (Aubin et al., 1997; Delorme et al., 1999). In the second simulation set, the variation of 3D

reconstruction errors from 0 mm to 6 mm and of intervertebral rotations from 0° to 10° (Figure 3) shows that maximum position errors of centers of rotation were below 10 mm for intervertebral rotations larger than 2.5° but were at 38 mm for small intervertebral rotations ($<1^\circ$). The minimum value and the decreasing rate of ϵ_p vary with 3D reconstruction errors. Both simulation sets showed a strong correlation ($R^2=1$) between the RMS value of the registration error and 3D reconstruction errors, with a highly significant regression coefficient of 0.96 ($p=1.5e-12$).

Centres of Rotation and Intervertebral Rotations in Scoliosis Surgical

Instrumentation

Figure 4 provides a graphical representation of the mean center of rotation for all patients (a normal spine was chosen to illustrate the average location of C without considering spinal deformities specific to each subject). It shows that the mean C is located in the medial plane and, in the anterior direction, in the vertebral foramen of the reference vertebra. In the cephalad direction, C is located approximately at the superior vertebral endplate of the reference vertebra. As shown in Table 2, C presents a large variability for all functional units of the two patient groups. Centers of rotation located farther than 2 times the standard deviation from the average value (corresponding to 95% of a normally distributed population confirmed with a Shapiro-Wilk's W test, $p \ll 0.01$) were rejected to minimize the effect of large 3D reconstruction errors and small rotations. In general, 1 to 5 outliers were rejected for each intervertebral level.

Student T tests for independent populations were also performed to identify significant differences ($p < 0.05$) in the location of C between Cotrel-Dubousset and Colorado patient groups and between thoracic (T1-T2 to T11-T12) and lumbar spines (T12-L1 to L4-L5) within a group. Despite its important variability, C is almost constant at all intervertebral levels in the posterior-anterior (X) direction for the C-D patient group (5 ± 7 mm) while it is 2 mm anterior in the lumbar spine (7 ± 9 mm) than in the thoracic spine (5 ± 7 mm) for the Colorado group ($p=0.001$). However, the X location of C is only significantly different between the two groups ($p<0.05$) for three functional units (T3-T4, T12-L1 and L4-L5). The lateral (Y) location of C was in the medial plane of the inferior vertebra with no significant difference between the two groups of patients except for T1-T2 and T9-T10. However, for the Colorado group, C was located slightly to the right side in the thoracic spine (-1 ± 8 mm) and to the left side in the lumbar spine (2 ± 9 mm). In the vertical direction, C was different between the two groups only for 3 functional units (T3-T4, T12-L1 and L4-L5). However, it was located slightly higher in the lumbar spine (9 ± 8 mm) than in the thoracic spine (6 ± 9 mm) for the Colorado group.

Average and standard deviation of intervertebral rotations defined as cardan angles (successive angles around X, Y' and Z" axes) are presented in Figure 5 for both patient groups. In general, surgical instrumentations produced larger rotations in the frontal plane ($6,7^\circ$ RMS) than in the sagittal ($5,5^\circ$) and transverse ($4,5^\circ$) planes. No significant difference was found between the C-D and Colorado groups of patients

except for the frontal plane rotation at L2-L3, the sagittal plane rotation at L4-L5 and the axial rotation at T2-T3 and T12-L1. Intervertebral rotation peaks were observed in the frontal plane at T8-T9 ($6.1 \pm 4.9^\circ$) and at L2-L3 (7.1 ± 5.0), which corresponds approximately to apices of the scoliotic curves. No peak was identified in the sagittal and transverse planes because of the low values and the relatively large variability of intervertebral rotations.

Discussion

A method has been proposed to estimate the rigid body movement of vertebrae relative to their lower adjacent vertebra. As opposed to the methods used by Söderkvist and Wedin (1993) and Challis (1995), this algorithm allows to compute the movement of any vertebra relative to its lower adjacent vertebra in the latter local coordinate system.

According to our simulation study, intervertebral rotation errors are below 2° , which is better than the expected accuracy of the method used by Delorme et al. (2000a; 2000b) to estimate axial rotations and the noise of measurement reported by Ghanem et al. (1997) that are in the order of 5° . This improvement could be attributed to the least square algorithm used in this study. Delorme et al. (2000b) have documented only axial rotation of apical vertebrae assuming the instrumentation produces the most important rotation at this level, but our results suggest that this may not be the case. The low accuracy of axial rotation measurements of Delorme et al. (2000b) could explain the fact

that they were not able to find significant axial rotation while Ghanem et al. (1997) reported that this was the most important rotation at the apical level during the Cotrel-Dubousset rod rotation maneuver. This study suggests that the most important intervertebral rotation is produced in the coronal plane followed by the sagittal and the transverse planes. This observation is in agreement with the instrumentation strategy, which is to reduce the spinal deformity in the coronal plane while maintaining or restoring the natural spinal curves in the sagittal plane and to reduce axial rotation of vertebrae (Cotrel et al., 1988). Gahnem et al. (1997) reported slightly smaller rotations than in this study despite the fact that they were measuring rotation and translation of vertebrae in a spinal coordinate system. However, they measured displacements of vertebrae during the instrumentation maneuver while the patient was lying down on the table. Delorme et al. (2000b) reported that an important amount of the correction (and consequently the relative displacement of vertebrae) was achieved during the positioning of the patient on the surgical table. Finally, as in this study, Delorme et al. (2000a) did not find any significant differences in the correction provided by the two instrumentation systems.

To our knowledge, this is the first study to report the center of intervertebral rotation produced by the surgical instrumentation of idiopathic scoliosis. We found that the center of rotation is located in the anterior part of the vertebral foramen, laterally in the medial plane and vertically at the superior endplate of the lower adjacent vertebra. It is slightly anterior and higher in the lumbar spine than in the thoracic spine. These

findings differ slightly from the published data of White and Panjabi (1990), which could be explained both by differences in the methods and by inter-individual variability. White and Panjabi (1990) have documented instantaneous centres of rotation that may differ from average centres of rotation reported in this study. They used a plane-by-plane method based on the normal bisector of the displacement vector of two anatomic landmarks that is very sensitive to small measurement errors or misplaced landmarks (Panjabi, 1979; Crisco *et al.*, 1994). In the present study, simulation results show that the center of rotation presents large errors for small intervertebral rotations ($\leq 1^\circ$) or large 3D reconstruction errors ($\geq 4\text{mm}$), but that it is less sensitive to small measurement errors. White and Panjabi (1990) also reported that the center of rotation in normal spines widely changes within different types of movement and they only documented the center of rotation for pure rotational movements. As documented by Ghanem et al. (1997), scoliotic vertebrae present coupled displacements in all DOF during the Cotrel-Dubousset rod rotation maneuver. Finally, although relationships between scoliotic deformities and the center of rotation are have not yet known, it has been documented that spinal disorders such as disc degeneration (White and Panjabi, 1990) and burst fracture (Panjabi et al., 2001) are related with changes of the center of rotation.

The results clearly indicate that there exists a center of rotation at each intervertebral level for the specific spinal instrumentation of a particular patient. However, the standard deviation of approximately 10 mm better describes an ellipsoid

region than a single location. Only few significant differences were observed between the two instrumentation systems suggesting that average center of rotation may be adequate to define the intervertebral joints of a biomechanical model for the simulation of several scoliosis instrumentations. However, the sensitivity of simulation models to the center of intervertebral rotations should be assessed to confirm that such variability is small enough to support this hypothesis. Centers of rotation and intervertebral rotations will provide essential data for the development and the validation of a biomechanical model of the spine to simulate different spinal instrumentation strategies and predict the short-term outcome of surgery. The least-squares method especially adapted for this purpose could also be used to investigate the relationships between scoliotic deformities, flexibility of the spine as well as other relevant biomechanical factors and the centers of intervertebral rotation as complementary indices for the clinical assessment of scoliosis deformities and for the planning of the surgical treatment of this disease.

Acknowledgements

This research was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) of Canada, the Quebec's Technology and Nature Research Funds (Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies du Québec; NATEQ) and the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).

References

Angeles, J. (1997) *Fundamental of Robotic Mechanical Systems: Theory, Methods and Algorithms*. Springer & Verlag, New York.

Aubin, C.E., Descrimes, J.L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., and Labelle, H. (1995) Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method [in French]. *Ann Chir* **49**, 749-61.

Aubin, C.E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H., and de Guise, J.A. (1997) Morphometric evaluations of personalized 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Medical & Biological Engineering & Computing* **35**, 611-8.

Aubin, C.E., Dansereau, J., Petit, Y., Parent, F., de Guise, J.A., and Labelle, H. (1998) Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks. *European Spine Journal* **7**, 59-65.

Aubin, C.E., Petit, Y., Stokes, I.A.F., Poulin, F., and Gardner-Morse, M. (2002) Biomechanical Modeling of Posterior Instrumentation of the Scoliotic Spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, (in press).

Challis, J.H. (1995) A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics* **28**, 733-7.

Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C.E., Labelle, H., and de Guise, J.A. (1999) Towards the self-calibration of a multi-view radiographic imaging system for the

3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence* **13**, 761-79.

Cotrel, Y., Dubousset, J., and Guillaumat, M. (1988) New universal instrumentation in spinal surgery. *Clinical Orthopaedics* **227**, 10-23.

Crisco, J.J., Chen, X, Panjabi, M.M., Wolfe, S.W. (1994) Optimal marker placement for calculating the instantaneous center of rotation. *Journal of Biomechanics* **27**, 1183-7.

Dansereau, J., Beauchamp, A., de Guise, J.A., Labelle, H., (1990) Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques. *Proc of the 16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering*, Toronto, Canada, 61-64.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J.A., Aubin, C.E., Labelle, H., Landry, C., and Dansereau, J. (1999) Three-dimensional modeling and rendering of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *Proceedings of the 2nd International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*, IEEE Comput. Soc., Ottawa, Canada, 497-505.

Delorme, S., Labelle, H., Aubin, C.E., de Guise, J.A., Rivard, C.H., Poitras, B., and Dansereau, J. (2000a) A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. *Spine* **25**, 205-10.

Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B., Rivard, C.H., Coillard, C., and Dansereau, J. (2000b) Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Spinal Disorders* **13**, 93-101.

Ghanem, I.B., Hagnere, F., Dubousset, J.F., Watier, B., Skalli, W., and Lavaste, F. (1997) Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A preliminary report. *Spine* **22**, 1913-21.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., and Jequier, J.C. (1995) Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *European Spine Journal* **4**, 88-94.

Lenke, L.G., Bridwell, K.H., Blanke, K., Baldus, C., and Weston, J. (1998) Radiographic results of arthrodesis with Cotrel-Dubousset instrumentation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A five to ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* **80**, 807-14.

Marzan, G.T. (1976) Rational design for close-range photogrammetry. PhD Dissertation, Department of Civil Engineering, University of Illinois at Urbana-Champaign, USA.

Montgomery, D.C. (2001) Design and Analysis of Experiments, 5th Edition, John Wiley & Sons Inc., New York.

Panjabi, M.M. (1979) Centers and angles of rotation of body joints: a study of errors and optimization. *J Biomech* **12**, 911-20.

Panjabi, M.M., Kato, Y., Hoffman, H., and Cholewicki, J. (2001) Canal and intervertebral foramen encroachments of a burst fracture: effects from the center of rotation. *Spine* **26**, 1231-7.

Patwardhan, A.G., Soni, A.H., Sullivan, J.A., Gudavalli, M.R., and Srinivasan, V. (1982) Kinematic analysis and simulation of vertebral motion under static load—part II: simulation study. *J Biomech Eng* **104**, 112-118.

Poulin, F., Aubin, C.E., Stokes, I.A., Gardner-Morse, M., and Labelle, H. (1998) [Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study]. *Ann Chir* **52**, 761-7.

Sawatzky BJ, Tredwell SJ, Jang SB, and Black AH. (1998) Effects of three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* **23**, 201-5.

Soderkvist, I. And Wedin, P.A. (1993) Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech* **26**, 1473-7.

Soni, A.H., Sullivan, J.A.Jr., Patwardhan, A.G., Gudavalli, M.R., and Chitwood, J. (1982) Kinematic analysis and simulation of vertebral motion under static load- part I: kinematic analysis. *J Biomech Eng* **104**, 105-11.

Stokes, I.A. (1994) Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine* **19**, 236-48.

Stokes, I.A.F. and Gardner-Morse, M. (1995). Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. *J Biomech.* **28**, 173-86.

Stokes, I.A.F., Gardner-Morse, M., Aubin, C.-É., Poulin, F., and Labelle, H. (1999) Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery, In Research into Spinal Deformities 2, *IOS Press*, Amsterdam, 343-6.

White, A.A. and Panjabi, M.M. (1990) *Clinical Biomechanics of the Spine*. J. B. Lippincott Company, Philadelphia.

Tableau 3.1

Article no.2 Table 1 Characteristic of the Two Groups of Patients. Cobb angles were computed from the 3D reconstructed pre-operative geometry of the spine with the method described by Delorme et al. (2000a, 2000b).

Group	C-D	Colorado	All
Number of patients	32	50	82
Age at time of surgery (yrs)	15±2	15±2	15±2
Number of Thoracic curves	26	46	74
Thoracic Cobb Angle preop (°)	57±11	53±11	54±11
Number of Lumbar curves	16	24	40
Lumbar Cobb Angle preop (°)	53±10	52±9	52±9

Tableau 3.2

Article no.2 – Table 2 Average (and standard deviation) location of intervertebral centers of rotation relative to the reference vertebra coordinate system for Cotrel-Dubousset (C-D) and Colorado (CL) instrumentation systems.

Level	n		X		Y		Z	
	C-D	CL	C-D	CL	C-D	CL	C-D	CL
T1-T2	31	47	7 (9)	6 (8)	3 (13)	-2 (9) *	7 (11)	7 (10)
T2-T3	31	48	5 (5)	5 (7)	-3 (7)	-1 (10)	6 (7)	5 (10)
T3-T4	30	46	3 (7)	6 (8) *	3 (9)	2 (11)	8 (6)	5 (7) *
T4-T5	30	47	4 (9)	4 (6)	-1 (9)	0 (11)	4 (8)	7 (9)
T5-T6	31	47	7 (8)	7 (7)	0 (8)	0 (8)	4 (8)	5 (11)
T6-T7	30	46	4 (6)	5 (5)	-1 (5)	-1 (8)	5 (7)	5 (8)
T7-T8	31	46	7 (9)	5 (5)	0 (8)	-2 (7)	4 (6)	6 (6)
T8-T9	30	48	5 (5)	5 (7)	-2 (8)	-3 (7)	6 (7)	5 (5)
T9-T10	31	46	5 (5)	4 (5)	-3 (8)	-2 (8) *	7 (6)	6 (7)
T10-T11	30	47	7 (7)	7 (8)	-5 (10)	-1 (6)	7 (8)	7 (9)
T11-T12	31	47	5 (8)	4 (8)	2 (9)	0 (7)	8 (11)	5 (11)
T12-L1	30	48	2 (7)	8 (10) *	-2 (8)	0 (7)	5 (9)	9 (9) *
L1-L2	29	47	5 (4)	3 (6)	1 (9)	1 (10)	9 (9)	8 (6)
L2-L3	30	47	3 (6)	5 (5)	5 (6)	6 (6)	8 (6)	8 (7)
L3-L4	30	48	8 (9)	10 (10)	0 (9)	3 (10)	9 (10)	8 (8)
L4-L5	30	48	3 (8)	9 (10) *	-2 (9)	-2 (11)	5 (6)	14 (7) *
Thoracic	336	515	5 (7)	§ 5 (7)	-1 (9)	§ -1 (8)	6 (8)	§ 6 (9)
Lumbar	149	238	4 (7)	§ 7 (9) *	0 (9)	§ 2 (9)	7 (8)	§ 9 (8) *
ALL	485	753	5 (7)	6 (8) *	0 (9)	0 (9)	6 (8)	7 (9)

* significant differences ($p < 0.05$) between C-D and CL groups

§ significant differences between Thoracic and Lumbar spines within a group

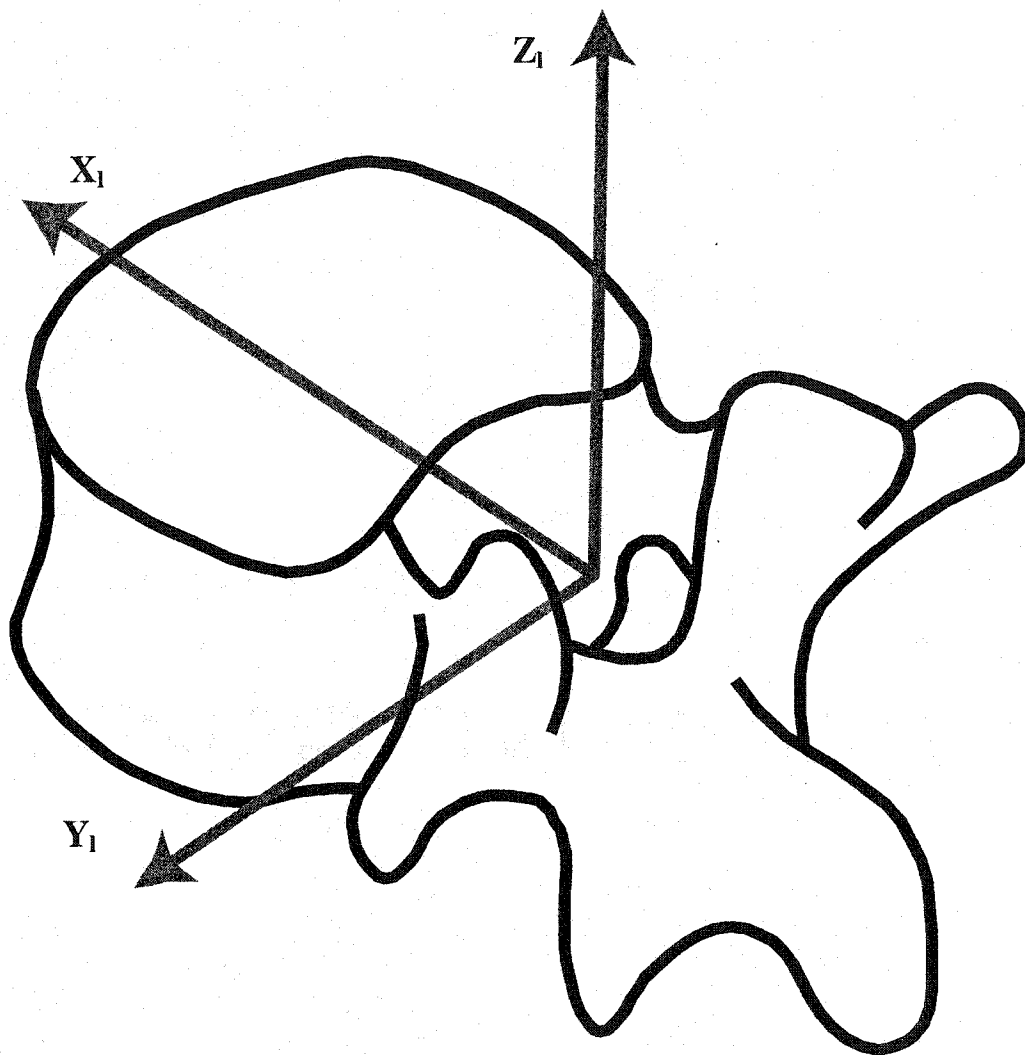


Figure 3.2

Article no.2 – Figure 1 Definition of the local coordinate system of the reference vertebra: X_1 , Y_1 and Z_1 axes define the anterior, the left and the vertical directions of the vertebral coordinate system and the origin is located to the midpoint of pedicles.

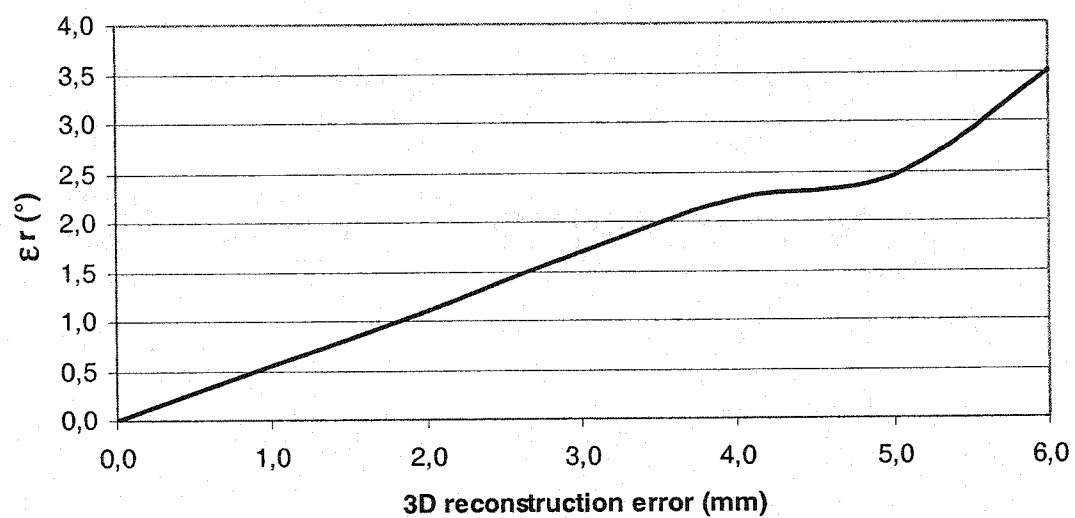


Figure 3.3

Article no.2 – Figure 2 Variation of the mean estimation error of intervertebral rotation (ϵ_r) with increasing 3D reconstruction errors

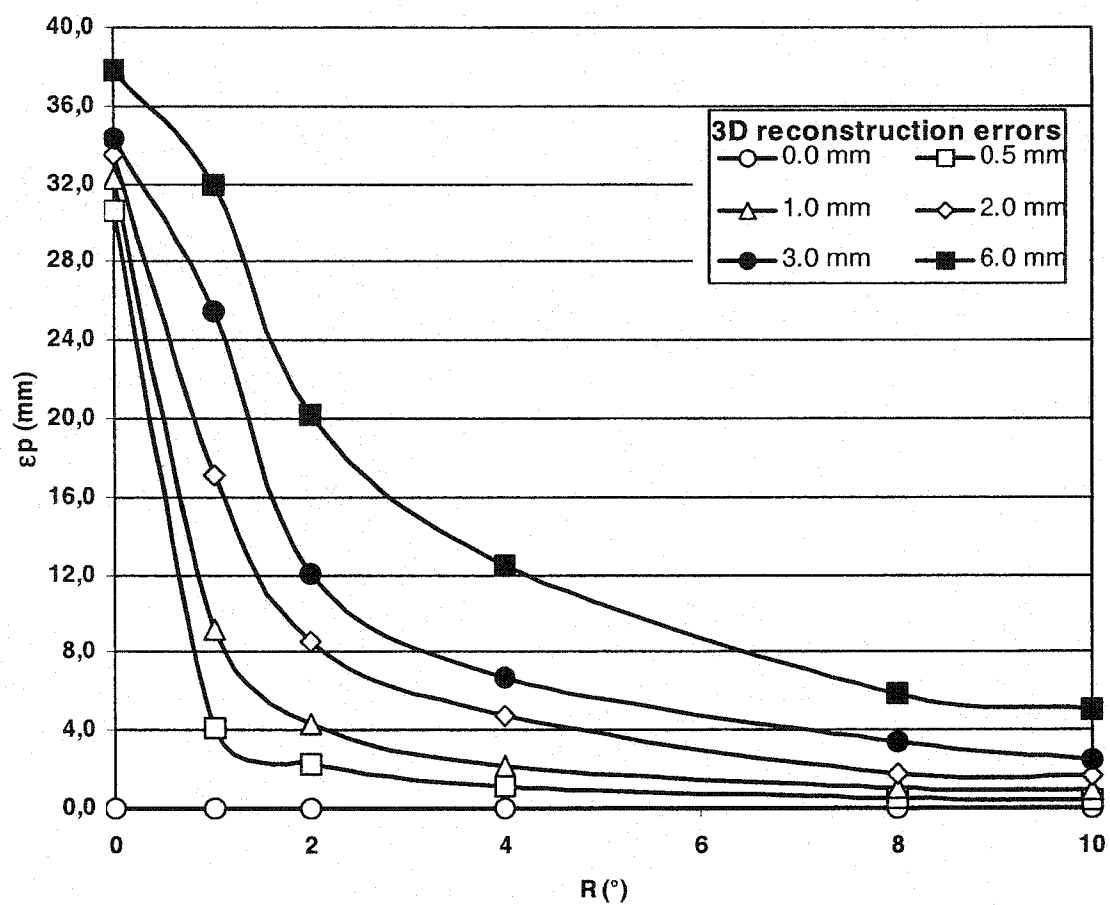


Figure 3.4

Article no.2 – Figure 3 Variation of the mean estimation error of C (ϵ_p) with increasing 3D reconstruction errors and intervertebral rotation.

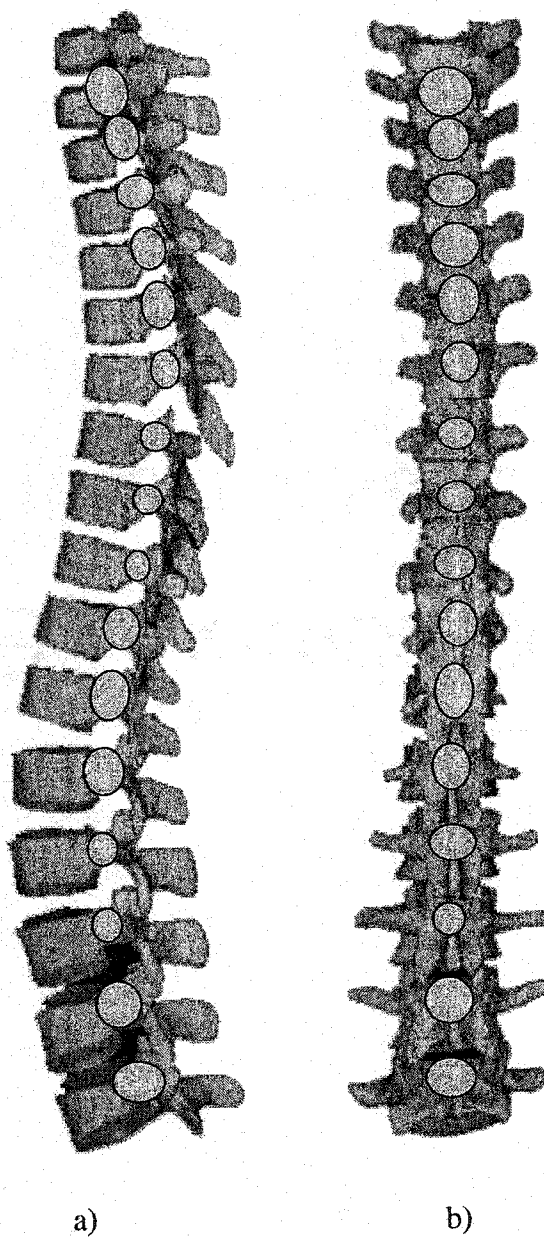


Figure 3.5

Article no.2 – Figure 4 Centers of rotation location for all patients reported on a normal spine geometry: a) frontal view and b) sagittal view. The light ellipsoids represent the location of the C and its variability (the radius in each direction is the standard deviation of the C).

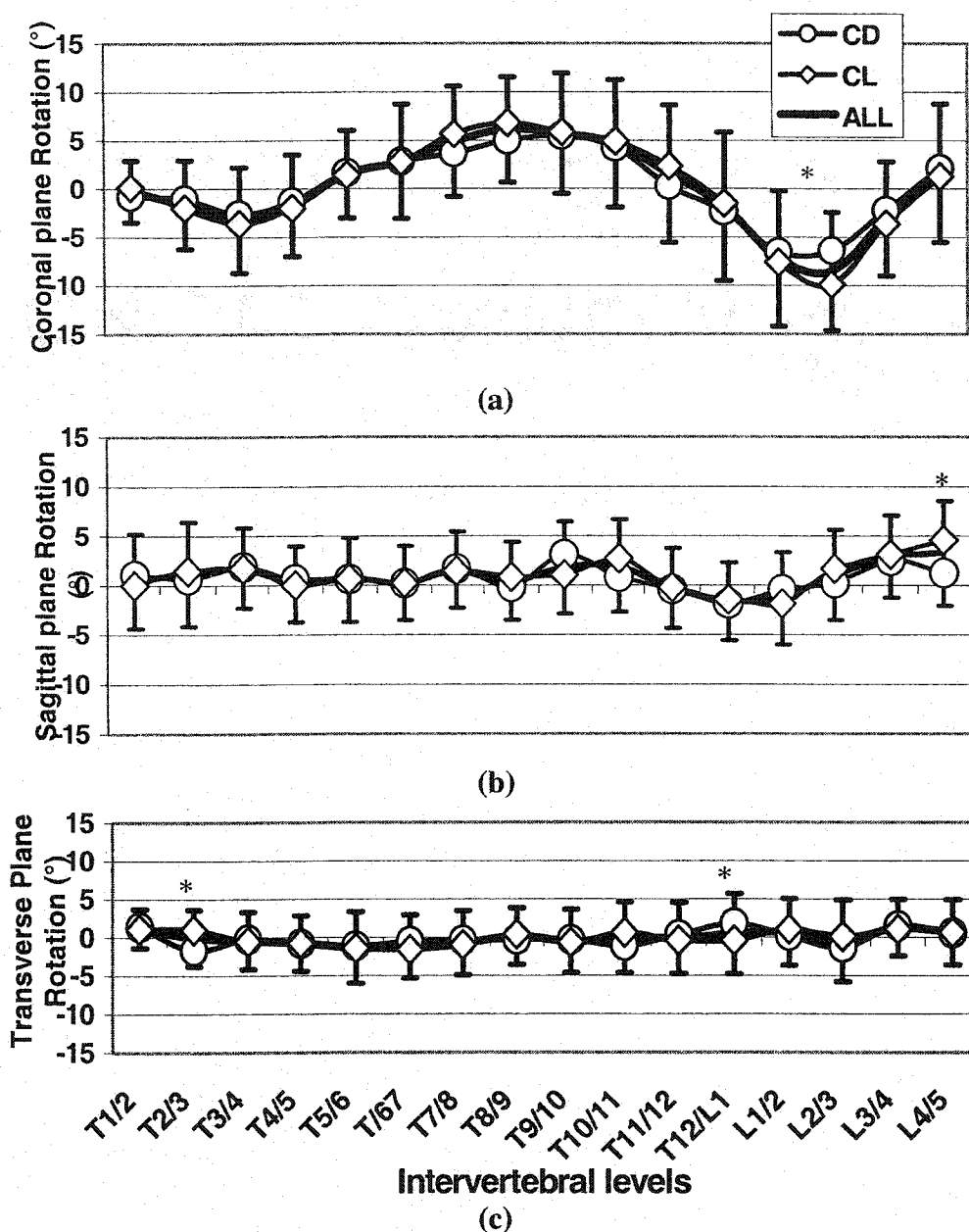


Figure 3.6

Article no.2 – Figure 5 Average (and STD) of intervertebral rotations for Colorado and C-D instrumentations: a) in the frontal plane (around X axis), b) in the sagittal plane (around Y' axis) and c) in the transverse plane (around Z'' axis). Asterisks (*) identify levels where significant differences ($p < 0.05$) were found between the two patient groups.

3.2.2. Propriétés mécaniques initiales du modèle

L'article présenté à la section précédente suggère que les déplacements intervertébraux observés lors de l'instrumentation chirurgicale puissent être représentés adéquatement par des rotations autour d'un centre de rotation moyen étant donné que les différences de position entre les centres de rotation intervertébraux lors des instrumentations Cotrel-Dubousset et Colorado sont peu ou pas significatives. Cette observation justifie donc d'utiliser une liaison intervertébrale sphérique et de représenter le comportement biomécanique intervertébral à l'aide de ressorts de torsion. Il est toutefois nécessaire de définir les propriétés mécaniques de ces ressorts en choisissant les composantes et les combinaisons de rotations intervertébrales qui engendrent des réactions intervertébrales.

Pour ce faire, les courbes de relations forces-déplacements des unités fonctionnelles lombaires (L1-S1), thoraco-lombaires (T11-L1) et bas thoraciques (T10-T11) de rachis humains rapportées par Panjabi et coll. (Oxland et coll., 1992; Panjabi et coll., 1976b; Panjabi et coll., 1994) ont été analysées. Ces courbes obtenues par un test de flexibilité ont d'abord été linéarisées afin de caractériser les coefficients de flexibilité des unités fonctionnelles entre les vertèbres T10 et L5. Les coefficients ainsi déterminés ainsi que ceux déjà décrits par Panjabi et coll. (Panjabi et coll., 1976a) pour les unités fonctionnelles entre T1 et T10 permettent de décrire le comportement intervertébral en rotation selon les déplacements principaux et couplés:

$$\begin{Bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{xx} & F_{yx} & F_{zx} \\ F_{xy} & F_{yy} & F_{zy} \\ F_{xz} & F_{yz} & F_{zz} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{Bmatrix} \quad (3.1)$$

où M_i sont les moments appliqués, F_{ij} sont les coefficients de flexibilité et R_i sont les rotations mesurées. Les coefficients de corrélation de Pearson entre les déplacements principaux et les couplages correspondants ont également été calculés (Tableau 3.3). On remarque que les termes couplés dans le plan sagittal (F_{yx} , F_{xy} , F_{zy} , F_{yz}) présentent toujours des coefficients de corrélation (R) inférieurs à 0,73 alors que les couplages entre la rotation dans le plan frontal et la rotation axiale (F_{xz} et F_{zx}) présentent des coefficients supérieurs à 0,9 sauf pour quelques unités fonctionnelles. Cette observation suggère que les coefficients de flexibilité couplant les rotations frontale et axiale (F_{zx} et F_{xz}) sont significatifs et devraient être représentés dans le modèle mais que les autres termes de couplage peuvent être négligés. Puisque les ressorts en torsion de l'élément intervertébral du modèle génèrent des moments en réaction aux rotations mesurées à l'inverse du test de flexibilité, les matrices de flexibilité formées par les termes principaux et de couplage entre les rotations axiale et frontale ont été inversées pour définir les coefficients de rigidité initiaux des ressorts décrits au tableau 3.4 du troisième article de ce travail.

Tableau 3.3 Coefficients de corrélation entre les déplacements principaux et les couplages tirés de Oxland et coll. (1992) et Panjabi et coll. (1976a, 1976b, 1994)

Unité	Coefficients de flexibilité associés aux déplacements								
fonctionnelle	Fxx	Fxy	Fxz	Fyx	Fyy	Fyz	Fzx	Fzy	Fzz
T10-T11	1,0000	ND	0,0337	ND	1,0000	ND	0,9829	ND	1,0000
T11-T12	1,0000	0,0003	-0,9727	0,2642	1,0000	0,3595	0,4333	0,0973	1,0000
T12-L1	1,0000	0,2264	-0,9757	0,4386	1,0000	-0,0236	0,0183	ND	1,0000
L1-L2	1,0000	ND	0,9561	0,3261	1,0000	-0,6693	-0,0947	ND	1,0000
L2-L3	1,0000	ND	0,9468	0,2211	1,0000	-0,5277	0,9631	ND	1,0000
L3-L4	1,0000	ND	0,9755	0,3203	1,0000	0,7300	0,9923	ND	1,0000
L4-L5	1,0000	ND	-0,9852	0,3677	1,0000	-0,7325	0,9987	ND	1,0000

ND: non disponible

3.3. *Évaluation in-vivo de la flexibilité du rachis scoliotique*

Cette section présente le troisième article faisant l'objet de ce travail qui a été soumis pour publication dans la revue *Medical & Biological Engineering & Computing* (nov. 2002), pour lequel la contribution du premier auteur est évaluée à 85%. Cet article décrit la méthode de personnalisation des propriétés mécaniques initiales à l'aide du test d'inflexion latérale. Les résultats d'évaluation des propriétés mécaniques spécifiques à 10 patients scoliotiques et d'une classification permettant de distinguer les segments rachidiens flexibles et rigides sont ensuite présentés et discutés.

3.3.1. **Article no 3. Patient-Specific Mechanical Properties of a Flexible Multi-body Model of the Scoliotic Spine**

Patient-Specific Mechanical Properties of a Flexible Multi-Body Model of the Scoliotic Spine

Submitted to: *Medical & Biological Engineering & Computing*

Yvan Petit^{1,2} M.A.Sc., Carl-Éric Aubin^{1,2} PhD and Hubert Labelle² M.D.

3. École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering, PO Box 6079,
Station Centre-ville, Montreal (Quebec), Canada, H3C 3A7
4. Research Centre, Sainte-Justine Mother-Child University Hospital, 3175, Cote-
Sainte-Catherine Rd, Montreal (Quebec), Canada, H3T 1C5

Keywords: spine biomechanics, patient-specific mechanical properties, multi-body
model, lateral bending

Address correspondence to:

Carl-Eric Aubin, PhD
Associate Professor,
Canada Research Chair "CAD Innovations in Orthopedic Engineering"
École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering
PO Box 6079, Station "Centre-ville",
Montreal, Quebec, Canada, H3C 3A7
Tel: (514) 340-4711 #4437
Fax: (514) 340-5867
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca

Abstract

The flexibility of the scoliotic spine is an important biomechanical parameter to take into account in the planning of the surgical instrumentation. The objective of this paper is to develop a method to characterize *in-vivo* the mechanical properties of the scoliotic spine using a flexible multi-body model. Vertebrae were represented as rigid bodies and intervertebral elements were defined using a spherical joint and three torsion springs. The initial mechanical properties of motion segments were defined from *in-vitro* experimental data reported in the literature. They were adjusted using an optimization algorithm to reproduce the reducibility of three spine segments (2 thoracic and 1 lumbar) measured on the lateral bending radiographs. The flexural rigidity of the spine segments was defined in three categories (flexible, nominal, rigid) according to the estimated mechanical parameters. This approach was applied on 10 scoliotic patients undergoing spinal correction. The flexural rigidity of 7 of the 10 lumbar segments and 4 of the 10 right thoracic segments showed an increase from the initial mechanical properties. The adjustment of the mechanical parameters based on the lateral bending tests improved the model adequacy up to 50%. The *in-vivo* identification of mechanical properties of the scoliotic spine will improve the capability of biomechanical models to adequately predict the surgical correction and should help clinicians in the planning of surgical instrumentation maneuvers.

1 Introduction

The flexibility of the scoliotic spine is an important biomechanical parameter for the planning of the surgical instrumentation in order to assess the reducibility of the curves as well as the levels to instrument. It is assessed by means of flexibility tests such as side bending (Aronsson et al. 1996; Klepps et al. 2001; Polly and Sturm 1998), traction (Matsumoto et al. 1997; Polly and Sturm 1998) and fulcrum bending (Cheung and Luk 1997; Klepps et al. 2001). Even if the maximum voluntary supine side bending test is considered as the gold standard (Klepps et al. 2001), there is currently no consensus on the optimal flexibility test. Moreover, these tests do not really estimate the flexibility of the spine since the forces involved are not known (Sevastik and Stokes, 2000).

Biomechanical models were developed (Aubin et al., 2002; Gardner-Morse and Stokes, 1994; Ghista et al., 1988; LeBorgne P. et al., 1999; Poulin et al., 1998; Vanderby et al., 1986) to simulate the scoliotic spine instrumentation maneuvers and to estimate reaction forces at intervertebral levels. In general, these models adequately predict the correction of the instrumented spine in the frontal plane but are less accurate for adjacent segments and the other planes in space (Stokes et al., 1999). Moreover, plausible total reaction forces between the rods and the implants were predicted by the models but the maximum reactions were close to pedicle screws pull-out forces (Aubin et al., 2002). It is suspected that mechanical properties of motion segments generally obtained from

cadaver spines without considering *in-vivo* loading conditions do not adequately represent the behaviour of the spine of scoliotic patients during the surgical instrumentation (Aubin et coll., 2002; Gardner-Morse and Stokes, 1994; Stokes et coll., 1999). Methods were proposed to personalize the mechanical properties of finite elements models of the spine (Ghista et al. 1988; Le Borgne et al. 1999; Vanderby et al. 1986). For instance, Vanderby et al. (1986) developed an optimization method based on the curve reduction after the application of distraction forces during the surgery. Ghista et al. (1988) proposed an optimization method based on pre-operative traction radiographs but only represented the spine using a 2D finite elements model. Le borgne et al. (1999) have developed an heuristic approach to introduce personalized mechanical properties into a 3D finite elements model based on lateral bending radiographs. However, this approach is subjective and dependent on the adjustment strategy adopted from the knowledge of important mechanical parameters and a-priori thoughts of where structural stiffening appears in scoliosis.

The purpose of this paper is to develop a biomechanical model of the scoliotic spine incorporating patient-specific geometric and mechanical properties.

2 Material and Methods

The flexible multi-body model of the scoliotic spine and the personalization method of intervertebral mechanical properties were developed and implemented using ADAMS 11.0 flexible mechanisms simulation software (MSC.Software Corporation, Santa Anna, USA). The geometrical and mechanical properties of the model's

functional units were defined in a local coordinate system (Figure 1) having its origin at the center of the vertebral body of the inferior vertebra, where X_1 , Y_1 and Z_1 axes define the anterior, left and cephalad directions respectively.

2.1 Flexible Multibody Model of the Spine

Postero-anterior (PA) and lateral (LAT) radiographs of the spine were taken one day before the surgery in a cohort of 10 scoliotic patients presenting right thoracic (RT, $n=5$) or right thoracic and left lumbar (RT-LL, $n=5$) curves. The initial 3D geometry of the model was personalized to the patients from the identification of 6 anatomical landmarks for each vertebra on the radiographs using the 3D reconstruction method of Cheriet et al. (1999). A comprehensive geometric representation of each vertebra was obtained (Figure 1) from the deformation of an atlas of detailed vertebrae to fit the reconstructed landmarks (Aubin et al., 1995). Vertebrae are represented using rigid bodies. Intervertebral elements of every functional units are defined using a spherical joint and three torsion springs. The spherical joints are located at the posterior extremity of the superior endplate of the functional unit lowest vertebra (Figure 1) based on a study on the kinematics of the scoliotic spine surgical instrumentation (Petit et al., 2002). They allow 3 degrees of freedom (DOF) in rotation and constrain all relative translations between the vertebrae. The torsion springs represent the flexible behavior of motion segments in rotation as a linearization of load-displacement curves reported in the literature (Oxland et al. 1992; Panjabi et al. 1976a, 1976b, 1994). They represent a

linear behavior of the functional unit for principal rotations as well as the coupling between transverse and frontal plane rotations as :

$$\begin{Bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_i K_{xx} & 0 & K_{zx} \\ 0 & \beta_i K_{yy} & 0 \\ K_{xz} & 0 & \delta_i K_{zz} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{Bmatrix} \quad (1)$$

where each of the torsion springs produces a moment (M_x , M_y or M_z) from the rotations (R_x , R_y , R_z) and the stiffness coefficients (K_{xx} , K_{yy} , K_{zz} , K_{xz} , K_{zx}). Mechanical modulation parameters (α_i , β_i , δ_i) were also affected to the principal stiffness coefficients (K_{xx} , K_{yy} , K_{zz}) and initially set to one (100%) for all functional units of each scoliotic segment (i) defined in the following section. The initial mechanical properties of the model's functional units are presented in table 1.

2.2 *Model's Mechanical Parameters Personalization*

The frontal plane mechanical modulation parameters (α_i) were personalized to the specific behavior of the scoliotic curves of given patients using an optimization algorithm. Two antero-posterior radiographs were taken preoperatively while the patient was asked to perform a maximum voluntary bending movement to the left and the right sides in the supine position. Three spine segments were defined corresponding to the scoliotic curves (major and consequential): the LL and RT segments and the subjacent left thoracic (LT) segment (Figure 2). The Ferguson angle (Fb) that is the angle between the lines drawn through the mid points of the end vertebrae and the apical vertebra, was measured for every spine segment. It has been previously reported (Stokes et al., 1993)

that the Ferguson angle is adequate to measure curve magnitude with an inter-observer variability of 1.8° (standard deviation) and is related to the Cobb angle by a factor of 1.35. The amplitude of the lateral bending movement was also measured on both radiographs from the angle between the line drawn through the mid points of T1 and L5 and the normal to the line drawn through the superior tips of the left and right iliac crests. Simulation of the lateral bending (left and right) was then defined by fixing all DOF of the lowest 3D reconstructed vertebra (L5) and by imposing a lateral displacement to the superior vertebra (T1) until the measured bending amplitude of the spine was reproduced. During the simulation, the simulated Ferguson angles (F_s) of every segment were calculated. A cost function (ω) was defined as the sum of the squared differences between simulated and experimentally measured Ferguson angles for the three spine segments:

$$\omega = \sum_{i=1}^3 (F_{s_i} - F_{b_i})^2. \quad (2)$$

A Fletcher-Reeves conjugate gradient optimization algorithm implemented into the simulation software was then used to modify the design variables (α) until the cost function (ω) was minimized. A first minimization was performed for the left side bending simulation to determine the optimal values of the modulation parameters (α) corresponding to the LL and LT curves. Starting with the results of the first optimization, a second minimization was performed for the right side bending to find out

the optimal α for the RT curve. This approach was chosen to optimize the behavior of the scoliotic segment for movements presenting a correction of the scoliotic curves.

2.3 *Evaluation of the spine model sensitivity*

The influence of the variability of the intervertebral articulation location previously documented (Petit et al., 2002) was verified. This was done by incorporating a randomly distributed perturbation with a standard deviation of 10 mm to the initial location defined in the model while performing 30 successive simulations for each of the left and right lateral bending tests. It was tested on one subject of this study presenting a single RT curve (Ferguson angle of 38° standing). The final simulated Ferguson angle of the major curve and of the 2 adjacent curves were measured to estimate their deviation from the average of the 30 simulations.

3 Results

3.1 *Patient-Specific Mechanical Parameters of the Scoliotic Spine*

In average, the Ferguson angles decreased (Wilcoxon Matched pairs tests, $n=10$, $p<0.05$) by 24% for the LT segments and 44% for the LL segments in left side bending while they decreased by 21% for the RT segments in right side bending (Table 2). The amplitude of the lateral bending movement presents a large variability with standard deviations of 7° and 6° for left and right sides respectively. The personalization of mechanical parameters allowed an average improvement of the cost functions (Table 2)

of 50% ($p = 0.03$) for the right side bending but no significant change for the left side bending. Before the adjustment of mechanical properties, the differences between the measured and the simulated Ferguson angles were $3^\circ \pm 2^\circ$ (average \pm standard deviation) for LT ($p = 0.01$) but not significant for LL segments in left side bending while they were $4^\circ \pm 3^\circ$ for RT segments in right side bending ($p = 0.005$). After the personalization, these differences were $1^\circ \pm 2^\circ$ for LT ($p = 0.02$) and $4^\circ \pm 3^\circ$ ($p = 0.03$) for LL segments in left bending and not significant for RT segments in right bending.

The flexural rigidity of spine segments was divided in three categories according to the estimated mechanical modulation parameters (α): flexible ($\alpha < 0.8$), nominal ($0.8 \leq \alpha \leq 1.2$) and rigid ($\alpha > 1.2$). LL segments were rigid in 7 cases ($1.38 \leq \alpha \leq 10.0$) and flexible in only one case ($\alpha = 0.23$). The rigid RT segments ($n = 4$, $1.74 \leq \alpha \leq 5.18$) are all associated with a rigid LL segment. All other RT segments were flexible ($0.15 \leq \alpha \leq 0.45$). LT segments are flexible in 7 cases ($0.15 \leq \alpha \leq 0.74$) and 5 of these are associated with a flexible RT segment. Only one LT segment is rigid ($\alpha = 7.6$) and only 2 LT segments and 2 LL segments are nominal.

The adjustment of the mechanical properties produced an overall increase of intervertebral reaction moments in the frontal plane (Table 3). However, reactions at the apex of flexible RT segments decreased by 46% and 24% in left and right bending respectively while it increased by a factor of 2.3 and 2.2 for rigid RT segments. These differences between rigid and flexible RT segment are significant according to Mann-

Whitney U Tests ($n_1 = 6$, $n_2 = 4$, $U = 0$, $p = 0.01$). Similarly, intervertebral reactions increased of 129% in left bending at the apex of rigid LL segments while they decreased of 74% for nominal and flexible segments ($n_1 = 3$, $n_2 = 7$, $U = 1$, $p = 0.03$).

3.2 *Validation results*

A variability of 0.13° (standard deviation) for the computed Ferguson angle was found when a random perturbation up to 10 mm was generated on the location of the spherical joints. The maximum deviation from the average was obtained on the lumbar curve during the left side bending simulations (0.41°) while the left and right thoracic curves were less influenced by the perturbations (maximum 0.25° and 0.34° respectively during the right and left side bending simulations).

4 **Discussion**

The adjustment of the mechanical parameters based on the lateral bending tests clearly indicates an improvement of up to 50% of the model adequacy. However, this adjustment was limited to the frontal plane since only 2D information was available from the bending radiographs. Since coupled displacements between axial and frontal rotations were defined in the model, it also affected the behavior in the transverse plane. The simulation of the side bending by only constraining a lateral displacement is also a simplification of the reality which neglects the effect of gravity on the change in posture, the interaction between the table and the trunk and the muscle forces distributed along the spine. To address these effects, an additional test was performed on one patient. The

segmental optimization of the model's mechanical parameters was performed in the frontal and the sagittal planes (α_i and β_i , equation 1) using the same technique and the Ferguson angles of spine segments measured on the frontal and the sagittal plane of a 3D model of the spine in lateral bending obtained by 3D reconstruction (Cheriet et al. 1999) from an additional radiograph. The mechanical behavior of the model was improved by 65% in the sagittal plane and 69% in the frontal plane. However, the use of lateral radiographs during the bending test cannot be done routinely in clinical practice.

The adjustment of the model's mechanical parameters was the same for all vertebrae of a given segment. Perdriolle (1979) found that the functional units at the apex (apex ± 1 vertebra) account for 63% of the scoliotic curve reduction with the lateral bending test while the overlying and underlying functional units of the curve account for 10% and 27% respectively. This suggests that the flexural rigidity of scoliotic segments may not be homogeneous and that shorter segments should have been considered. Unfortunately, the accuracy of the Ferguson angle might be a limit for the measurement of such short segments because of their small angles as compared to the reported variability (Stokes et al., 1993).

The large variability of the lateral bending amplitude suggests a poor reproducibility of this test. For instance, in one case, the measured lateral bending amplitude to the left (19°) and right (7°) sides were not important as compared to the initial balance of the spine (6°) and the cost function was much smaller in the left side

(2.8) than the right side (145.6) bending before the optimization. The adjustment of mechanical parameters resulted in slight changes of the cost function values for the left (+6.7) and right side (-27.3) bending respectively. This suggests that the algorithm could converge to a sub-optimal solution of mechanical parameters when the lateral bending amplitude is not sufficient. This observation draws our attention to the actual controversy about the efficiency of the lateral bending test to predict the surgical correction as compared to other flexibility tests (Polly and Sturm 1998; Klepps et al. 2001). The application of the proposed personalization method to the traction and the fulcrum bending tests can easily be done and is considered as a possible improvement.

A classification of the flexibility of spine segments was proposed based on the computed mechanical modulation parameters and allowed to discriminate flexible and rigid scoliotic curves. Such a classification was not possible using only the reducibility of spine curves measured after the lateral bending tests. The small regression coefficients between the measured reducibility and the adjusted mechanical properties ($R^2 \leq 0,2$) suggests that the reducibility is not sufficient to predict the flexural rigidity of scoliotic segments. The proposed mechanical properties adjustment method allows to estimate intervertebral reaction forces and consequently to better approximate the segmental flexibility. However, since only 10 patients were analyzed in this study, only a small number of spine segments ended up in each category. This classification should be extended to a larger number of scoliotic patients to confirm its clinical relevance.

The personalization of the model for the 10 patients yielded an increase of the initial stiffness from cadaver specimens in 70 % of the lumbar segments and 40 % of the thoracic segments with a large inter-individual variability. This finding is in agreement with clinical experience (Moe et al., 1978) but is in contrast with the results of Vanderby et al. (1986) who reported no significant changes of segmental flexural rigidity in a preliminary study on only one scoliotic patient. The inter-individual variability of adjusted mechanical properties also underlines the importance of considering the flexibility of the spine in the planning of surgical instrumentation maneuvers. The general increase of motion segment stiffness could also be considered as to taking into account the *in-vivo* loading in the spine that was neglected in the initial mechanical parameters obtained from the literature and has been shown to increase the motion segment stiffness and to linearize the force-displacement behavior (Adams, 1995; Cripton et al., 2000; Patwardhan et al., 1999).

5 Conclusions

A new method was presented for the identification of patient-specific mechanical properties of the scoliotic spine using a flexible multi-body model and an optimization algorithm based on the lateral bending test. This method was used to estimate *in-vivo* the segmental mechanical properties of the spine of 10 scoliotic subjects and allowed to discriminate flexible and rigid scoliotic curves. The inter-individual variability of the scoliotic spine flexural rigidity is important and should be considered into biomechanical simulation models. The *in-vivo* identification of mechanical properties of the scoliotic

spine will allow improving the capability of biomechanical models to adequately predict surgical correction as a function of the instrumentation strategy. The exploitation of such biomechanical model should help clinicians in the planning of surgical instrumentation maneuvers.

Acknowledgements

This research was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) of Canada, the Quebec's Technology and Nature Research Funds (Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies du Québec; NATEQ) and the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). The authors also wish to thank gratefully Dr. Charles-Hilaire Rivard for his assistance in the data acquisition process and M. Philippe Labelle for the technical work on radiographs.

References

- Adams, M.A. (1995) Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, results, and conclusions. *Spine* **20**, 2151-6.
- Aronsson, D.D., Stokes, I.A., Ronchetti, P.J. and Richards, B.S. (1996) Surgical correction of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis: prediction by lateral bending films. *J Spinal Disord* **9**, 214-9.
- Aubin, C.E., Descrimes, J.L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F. and Labelle, H. (1995) Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method [in French]. *Ann Chir* **49**, 749-61.
- Aubin, C.E., Petit, Y., Stokes, I.A.F., Poulin, F. and Gardner-Morse, M. (2002) Biomechanical Modeling of Posterior Instrumentation of the Scoliotic Spine. *Comp Meth Biomech Biomed Eng* (Submitted).
- Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C.E., Labelle, H. and de Guise, J.A. (1999) Towards the self-calibration of a multi-view radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence* **13**, 761-79.
- Cheung, K.M. and Luk, K.D. (1997) Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph. *J Bone Joint Surg Am* **79**, 1144-50.

- Cripton, P.A., Bruehlmann, S.B., Orr, T.E., Oxland, T.R. and Nolte, L.P. (2000) In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduced apparatus-related artefacts. *J Biomech* **33**, 1559-68.
- Gardner-Morse, M. and Stokes, I.A. (1994) Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech* **27**, 177-81.
- Ghista, D.N., Viviani, G.R., Subbaraj, K., Lozada, P.J., Srinivasan, T.M. and Barnes, G. (1988) Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *J Biomech* **21**, 77-88.
- Klepps, S.J., Lenke, L.G., Bridwell, K.H., Bassett, G.S. and Whorton, J. (2001) Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* **26**, E74-9.
- Leborgne P., Skalli W., Lecire C., Dubousset J., Zeller R., Lavaste F. (1999) Simulations of CD Surgery on a Personalized Finite Element Model: Preliminary Results. In: *Research into Spinal Deformities 2*, IOS Press, pp.126-129, Amsterdam.
- Matsumoto, T., Kitahara, H., Minami, S., Takahashi, K., Yamagata, M., Moriya, H. and Tamaki, T. (1997) Flexibility in the scoliotic spine: three-dimensional analysis. *J Spinal Disord* **10**, 125-31.
- Moe, J., Winter, R., Bradford, D. and Lonstein, J. (1978) *Scoliosis and Other Spinal*

Deformities, W.B. Sanders Co., Philadelphia.

Oxland, T.R., Lin, R.M. and Panjabi, M.M. (1992) Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. *J Orthop Res* **10**, 573-80.

Panjabi, M.M., Brand, R.A. Jr and White, A.A. 3rd (1976a) Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomech* **9**, 185-92.

Panjabi, M.M., Brand, R.A. Jr and White, A.A. 3rd (1976b) Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three- dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* **58**, 642-52.

Panjabi, M.M., Oxland, T.R., Yamamoto, I. and Crisco, J.J. (1994) Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* **76**, 413-24.

Patwardhan, A.G., Havey, R.M., Meade, K.P., Lee, B. and Dunlap, B. (1999) A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine* **24**, 1003-9.

Perdriolle, R. (1979) *La Scoliose: son étude tridimensionnelle*, Maloine S.A., Paris

Petit, Y., Aubin, C.-E. and Labelle, H. (2002) Kinematics of the Scoliotic Spine Instrumentation: Analysis of Intervertebral Rotations and Centres of Rotation. *Journal of Biomechanics* (Submitted)

Polly, D.W.Jr. and Sturm, P.F. (1998) Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility? *Spine* **23**, 804-8.

Poulin, F., Aubin, C.E., Stokes, I.A., Gardner-Morse, M. and Labelle, H. (1998) Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study [in French]. *Ann Chir* **52**, 761-7.

Sevastik, J.A. and Stokes, I.A.F. (2000) Idiopathic Scoliosis Terminology. In: *SPINE: State of the Art Reviews*, pp. 299-303. Philadelphia:

Stokes, I.A., Aronson, D.D., Ronchetti, P.J., Labelle, H. and Dansereau, J. (1993) Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better. *J Spinal Disord* **6**, 333-8.

Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M., Aubin, C.-É., Poulin, F., and Labelle, H. (1999) Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery. In: *Research into Spinal Deformities 2*, IOS Press, pp.343-346, Amsterdam.

Vanderby, R.Jr., Daniele, M., Patwardhan, A. and Bunch, W. (1986) A method for the identification of in-vivo segmental stiffness properties of the spine. *J Biomech Eng* **108**, 312-6.

Tableau 3.4

Article no.3 - Table 1 Initial mechanical properties of the multi-body model of the scoliotic spine

Functional units	Stiffness Coefficients (Nm/rad)				
	K_{xx}	K_{yy}	K_{zz}	K_{xz}	K_{zx}
T1-T2	210.0	89.7	163.8	-50.9	-50.9
T2-T3	135.3	114.9	91.2	-10.1	-10.1
T3-T4	190.7	185.2	198.2	-6.2	-6.2
T4-T5	187.0	241.0	185.2	-3.5	-3.5
T5-T6	158.2	140.8	121.0	-9.5	-9.5
T6-T7	122.2	151.5	110.8	-5.7	-5.7
T7-T8	238.5	162.6	106.6	-7.0	-7.0
T8-T9	143.4	157.5	160.6	-9.2	-9.2
T9-T10	121.5	152.7	131.8	-11.5	-11.5
T10-T11	196.6	161.3	194.8	-29.0	-29.0
T11-T12	109.7	148.0	213.8	9.5	25.2
T12-L1	99.3	109.9	320.0	-2.4	34.5
L1-L2	114.3	102.4	389.4	-2.0	-123.6
L2-L3	95.2	85.3	327.4	-43.9	-104.8
L3-L4	96.8	91.3	292.2	-64.6	-37.9
L4-L5	63.7	71.3	324.2	-131.8	-131.8

Tableau 3.5

Article no.3 - Table 2 Average values (and standard deviation) of Ferguson angles and lateral bending amplitude measured on the radiographs and predicted from bending simulations with and without personalization of mechanical properties

	Radiographs			Bending Simulations			
	Standing	Bending		Left		Right	
		Left	Right	Initial	Perso	Initial	Perso
Ferguson angles (°)							
Left Thoracic	21 (12)	16(9)	26(11)	19(9)	17(10)	20(9)	22(9)
Right Thoracic	43(9)	48(6)	34(8)	44(6)	47(9)	38(8)	35(8)
Left Lumbar	29(8)	16(9)	32(10)	17(6)	20(7)	34(9)	33(10)
Bending amplitude (°)	3(3)	18(7)	16(6)				
cost function (ω)				64(54)	58(43)	104(92)	52(37)

Tableau 3.6

Article no.3 - Table 3 Average (and standard deviation) Intervertebral Moments (Nm) in the frontal plane at selected intervertebral levels

	Left Bending Simulations				Right Bending Simulations			
	Initial		Optimized		Initial		Optimized	
LT apex	0.92	(0.53)	1.47	(1.49)	0.79	(0.44)	1.39	(1.3)
T limit	1.66	(0.57)	2.64	(2.22)	1.79	(0.71)	3.19	(2.58)
RT apex	2.67	(0.79)	4.46	(3.85)	2.91	(0.99)	5.42	(4.59)
TL limit	4.37	(1.31)	7.39	(5.98)	3.88	(1.24)	7.36	(6.24)
LL apex	6.24	(2.24)	10.55	(8.63)	4.95	(1.62)	9.53	(8.1)

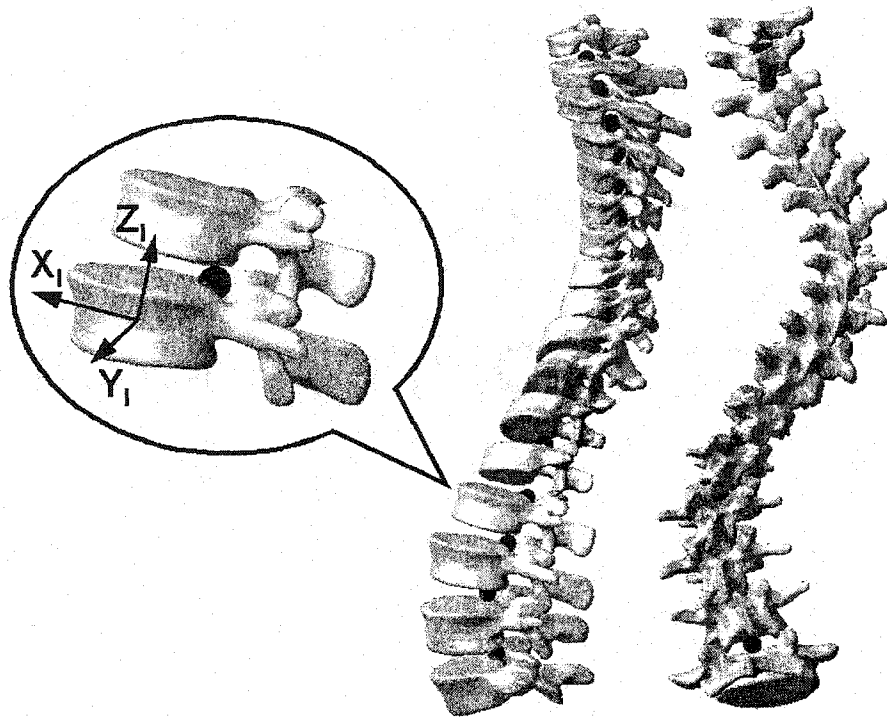


Figure 3.7

Article no.3 – Figure 1 Geometric representation of the multi-body model of the spine and of the location of intervertebral joints. The local coordinate system of a functional unit is located at the center of the vertebral body of the inferior vertebra and X_I , Y_I and Z_I local

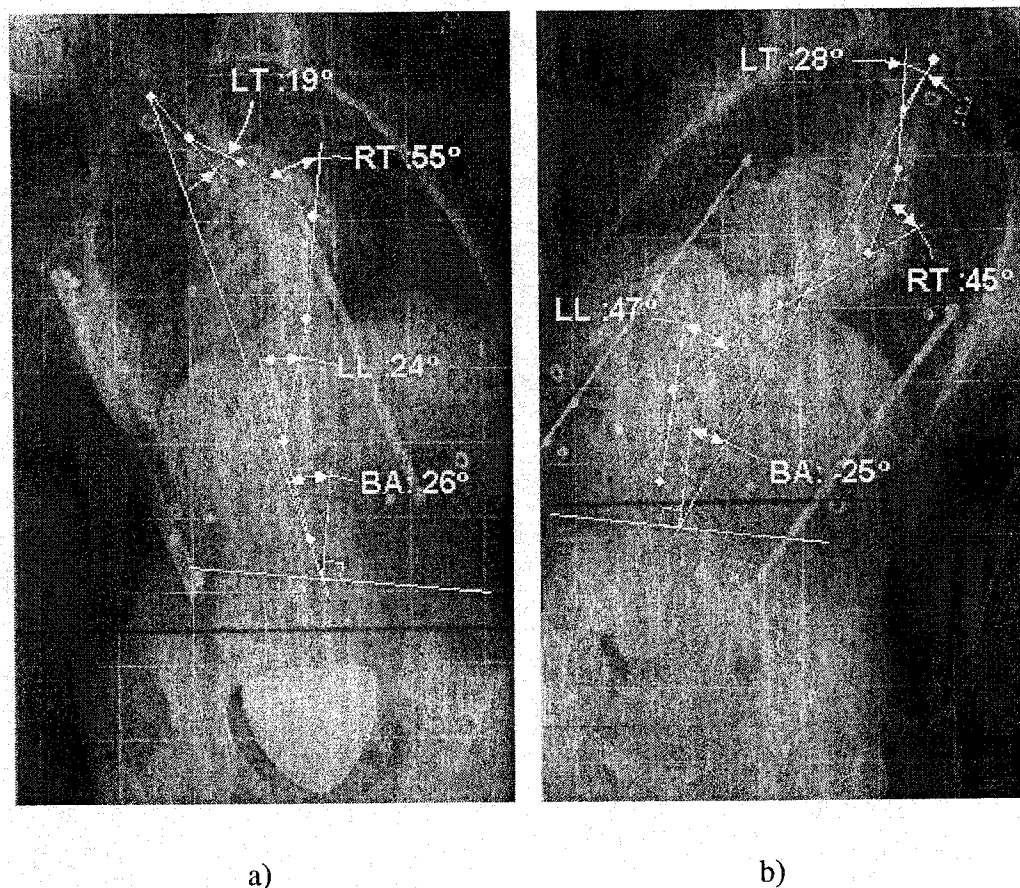


Figure 3.8

Article no.3 – Figure 2 Ferguson angles of the spine segments and amplitude of lateral bending movement measured on the a) left and b) right bending radiographs.

3.4. *Modélisation de l'instrumentation chirurgicale Colorado 2*

La description de l'instrumentation Colorado 2 présentée à la section 2.5 indique que les manœuvres d'instrumentation du rachis scoliotique par abord postérieur avec vis et crochets pédiculaires peuvent se résumer en 5 étapes:

1. L'insertion des implants (crochets et vis pédiculaires) sur les vertèbres;
2. Le cintrage de la tige;
3. Le raccordement de la tige correctrice aux implants;
4. La rotation de la tige pour l'orienter dans le plan sagittal;
5. Le serrage des écrous.

Les étapes 2 à 5 peuvent être répétées si une tige stabilisatrice est utilisée. Chaque étape peut également être divisée en sous-étapes selon le nombre d'implants et l'occurrence des manœuvres chirurgicales.

Pour la modélisation des manœuvres d'instrumentation Colorado 2, les étapes 1 et 2 servent à construire le modèle et ne comportent donc aucune étape de simulation. Le cintrage de la tige sera défini lors de la construction du modèle en définissant sa forme à partir de la reconstruction 3D post-instrumentation. Les mécanismes de déformation élastique et plastique de la tige lors de cette étape ne seront pas modélisés et l'hypothèse est posée qu'aucune contrainte résiduelle n'est présente suite au cintrage de la

tige. Finalement, étant donnée que la deuxième tige permet principalement de rigidifier l'ensemble du segment instrumenté du rachis pour le stabiliser jusqu'à la fusion complète, nous posons l'hypothèse que la correction apportée par cette tige est négligeable et elle ne sera pas représentée dans ce travail.

Ainsi, les étapes de modélisation de l'instrumentation postérieure Colorado 2 seront:

1. La construction du modèle pré-instrumentation du rachis avec tous les implants insérés aux vertèbres instrumentées et la tige définie selon la forme post-instrumentation et placée à proximité des implants;
2. Le raccordement progressif de la tige aux implants;
3. La rotation de la tige pour la réorienter en position post-instrumentation;
4. Le serrage des écrous.

La section suivante présente l'analyse fonctionnelle de l'instrumentation Colorado 2 et les choix de modélisation pour chacune de ces étapes.

3.4.1. Analyse fonctionnelle de l'instrumentation Colorado 2

Tout système mécanique multi-corps est composé de surfaces fonctionnelles et non fonctionnelles. Les surfaces fonctionnelles sont celles qui jouent un rôle (fonction) dans le mécanisme que représente le système multi-corps. L'analyse fonctionnelle

permet d'identifier les surfaces fonctionnelles d'un mécanisme ainsi que leur fonction. La connaissance approfondie du rôle des surfaces fonctionnelles permet d'identifier les degrés de liberté et les degrés de liaison du mécanisme et de choisir les liaisons cinématiques appropriées pour bien représenter ce mécanisme.

Cette section présente une analyse fonctionnelle de l'instrumentation Colorado 2 dans le but de développer un modèle de simulation des manœuvres d'instrumentation postérieure de la colonne vertébrale scoliotique. Comme l'état des différentes liaisons cinématiques change à chacune des étapes de l'instrumentation, l'analyse fonctionnelle du système multi-corps est reprise pour chacune de ces étapes.

3.4.1.1. Insertion des crochets pédiculaires

Le rôle du crochet pédiculaire est de transmettre les forces appliquées par l'instrumentation (tige, clip, écrou) à la vertèbre pour assurer le redressement de la colonne vertébrale. À cette étape, le chirurgien positionne les crochets pédiculaires sur les vertèbres thoraciques et les rend solidaires aux vertèbres à l'aide d'agrafes.

Lorsque le crochet est mis en place (figure 3.9), la surface cylindrique de la lame du crochet pédiculaire (PH1) entre en contact avec la surface inférieure du pédicule (TV1) alors que la surface interne de la lame du crochet pédiculaire (PH2) entre en contact avec une partie de la surface antérieure et postérieure de l'apophyse articulaire (TV2). Généralement, la partie inférieure de l'apophyse articulaire a été partiellement réséquée (facectomie) afin d'assurer un contact optimal entre la vertèbre et le crochet

pour assurer la stabilité du crochet. Une agrafe est ensuite attachée au crochet pédiculaire. Lorsque que l'agrafe est mise en place, la surface cylindrique de l'agrafe (ST2) entre en contact avec la surface cylindrique de la base du crochet pédiculaire (PH4). De plus, la surface interne de la base de l'agrafe (ST1) et la surface interne des pointes de l'agrafe (ST3) entrent en contact avec la surface externe de la lame du crochet pédiculaire (PH3). Les pointes de l'agrafe (ST3) ainsi que la surface interne de la base de l'agrafe entrent également en contact avec la surface postérieure de l'apophyse articulaire de la vertèbre.

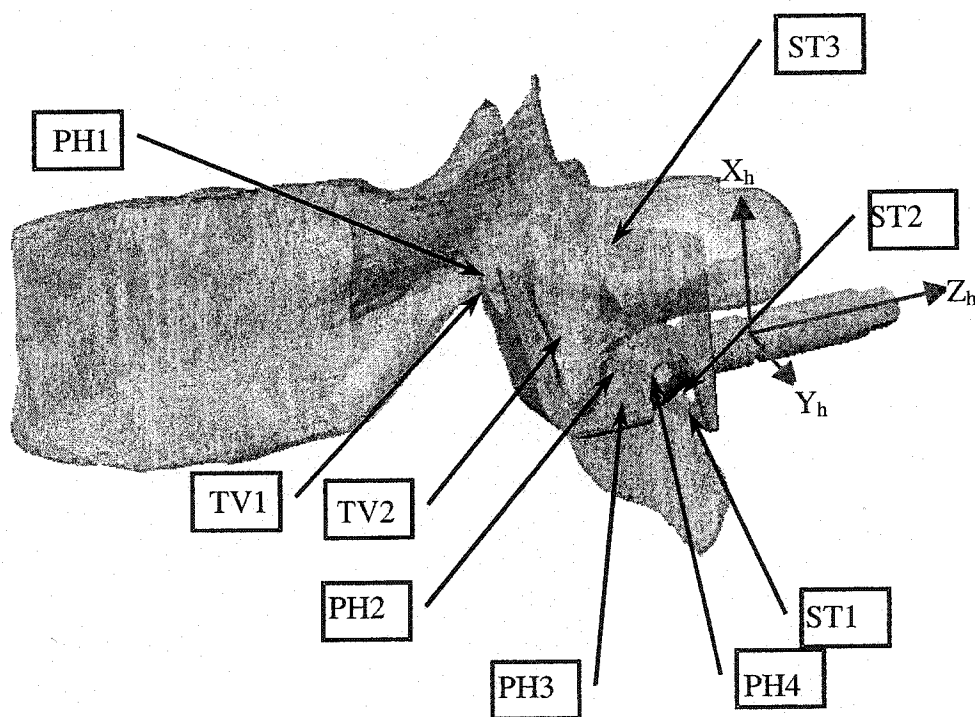


Figure 3.9 Surfaces fonctionnelles de l'interface crochet pédiculaire-vertèbre

En considérant que les surfaces de contact sont parfaites, on arrive à la conclusion que la liaison crochet/agrafe ainsi que la liaison de l'ensemble crochet/agrafe avec la vertèbre ne permettent aucun degré de liberté. Le type de liaison approprié pour la représentation idéalisée semble donc être la liaison rigide (tableau 3.7). En réalité, les surfaces de contacts ne sont pas parfaites et permettent un certain jeu entre les composantes qui est limité par la friction entre ces éléments. Il est difficile de quantifier les jeux et les relations entre les forces externes et les déplacements permis pour ces liaisons ainsi que l'impact d'utiliser une représentation simplifiée sur le résultat global du modèle en l'absence de données de caractérisation expérimentale. Toutefois, selon l'expérience des chirurgiens, il apparaît que les déplacements permis par cette liaison sont relativement faibles par rapport aux déplacements qui seront simulés pour l'ensemble des vertèbres. Cette observation suggère que l'utilisation d'une liaison rigide soit appropriée. Toutefois, cette liaison rigide et les erreurs de position des crochets par rapport aux vertèbres causées par la précision de la reconstruction 3D et la modélisation géométrique des vertèbres peuvent engendrer des "sur-contraintes" dans le modèle d'instrumentation. L'état de sur-contraintes ou hyperstatique d'un système multi-corps découle généralement de la combinaison de la forme de la construction et des liaisons cinématiques surabondantes. Le système représenté est alors statiquement indéterminé puisque le nombre d'équations d'équilibre statique est insuffisant. Il est donc préférable de réduire les sur-contraintes en représentant cette liaison à l'aide d'un modèle de

ressorts en torsion couplés à une liaison sphérique pour permettre un déplacement limité en rotation uniquement.

Tableau 3.7 Analyse fonctionnelle de la liaison crochet pédiculaire-agrafe-vertèbre

Liaison	Surfaces fonctionnelles du corps 1	Surfaces fonctionnelles du corps 2	Degrés de liaison	DDL	Type de liaison
Crochet - agrafe	PH3,PH4	ST1,ST2, ST3,ST4	TX,TY,TZ, RX,RY,RZ	0	Fixe
Crochet - vertèbre	PH1,PH2	TV1,TV2	TX,TY,TZ, RX,RY,RZ	0	Fixe

3.4.1.2. Insertion des vis pédiculaires

Le rôle de la vis pédiculaire est de transmettre les forces appliquées par l'instrumentation (tige, clip, écrou) à la vertèbre pour assurer le redressement de la colonne vertébrale. À cette étape, le chirurgien perce d'abord un trou dans la vertèbre passant par le pédicule jusque dans le corps vertébral. Par la suite, il insère la vis pédiculaire à l'aide d'un tournevis jusqu'à ce que la butée de la vis entre en contact avec la surface postérieure de l'apophyse articulaire de la vertèbre.

Lorsque la vis est mise en place (figure 3.10), la surface filetée de la tête de la vis pédiculaire (PS1) entre en contact avec la surface interne du trou (LV1) percé dans l'apophyse articulaire, le pédicule et le corps vertébral. Ces premières surfaces fonctionnelles conservent uniquement les degrés de liberté de rotation autour de l'axe de

la vis et une translation selon l'axe de la vis dépendant du pas du filet qui pourraient être représentées par une liaison hélicoïdale. Toutefois, à cette position, la surface conique de la tête de la vis (PS2) entre également en contact avec la surface postérieure de l'apophyse articulaire de la vertèbre (LV2) et bloque le degré de liberté en translation selon l'axe Z_s négatif de la vis.

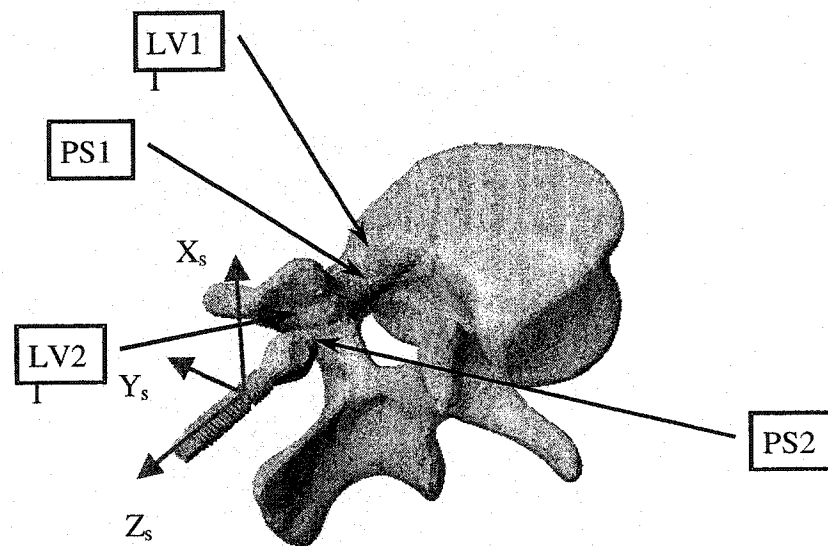


Figure 3.10 Surfaces fonctionnelles de l'interface vis pédiculaire-vertèbre

Il en résulte que seule une translation selon l'axe Z_s positif associé à une rotation autour de ce même axe est possible. Par contre, considérant que les degrés de liberté associés à une rotation anti-horaire de la vis seront représentés par les liaisons entre la vis et le clip, il semble raisonnable d'utiliser une liaison rigide entre la vis pédiculaire et la vertèbre (Tableau 3.8).

Tableau 3.8 Analyse fonctionnelle de la liaison vis pédiculaire-vertèbre lombaire

Surfaces fonctionnelles de la vis	Surfaces fonctionnelles de la vertèbre	Degrés de liaison	DDL	Type de liaison
PS1, PS2	LV1, LV2	TX,TY,TZ, RX,RY,RZ	0	Fixe

3.4.1.3. Raccordement de la tige aux implants

Lors de cette étape, le chirurgien insère les clips sur la tige et les rapproche ensuite progressivement de la colonne vertébrale (communément appelée manœuvre de translation) pour les attacher aux implants. Cette étape effectue la première correction dans le plan frontal de la déformation scoliotique.

Lorsque le clip est inséré sur la tige (Figure 3.11), la surface cylindrique de la tige (RD1) et la surface cylindrique partielle du clip (CL1) entrent en contact pour permettre uniquement un déplacement du clip en rotation autour de l'axe de la tige et en translation le long de ce même axe. L'interaction entre ces surfaces fonctionnelles peut très bien être représentée par une liaison cylindrique qui permet 2 DDL (Tableau 3.9). Toutefois, lors de la manœuvre de raccordement de la tige aux implants, le chirurgien s'assure également que la tige ne sort par des clips. Pour représenter cette contrainte, une liaison cylindrique entre la tige et le clip (celle du premier clip attaché à la tige) est remplacée par une liaison pivot qui permet uniquement 1 DDL (RZ). Ainsi, la tige est maintenue en place en tout temps. De plus, le chirurgien peut choisir de ne pas effectuer

de rotation de la tige et de maintenir la tige à son orientation finale en tout temps. Pour représenter le chirurgien (ou son assistant) maintenant la tige lors des manœuvres, la liaison pivot entre le premier clip et la tige peut être remplacée par une liaison rigide. Étant donné que les rotations du clip par rapport à l'implant sont limitées par des ressorts en torsions lors des manœuvres, la tige suivra les déplacements du premier clip représentant le fait que l'assistant maintient la tige avec une certaine souplesse. Les ressorts de torsion imposent également que l'orientation du clip soit presque perpendiculaire à l'implant suite au serrage des écrous entraînant que la tige se retrouve pratiquement avec son orientation initiale suite aux différentes manœuvres d'instrumentation.

Lorsque le clip est complètement attaché à l'implant, la surface cylindrique interne du clip (CL3) interagit avec la surface filetée de l'implant pour limiter les translations perpendiculaires à l'axe de l'implant (IM1). En réalité, il existe un faible jeu entre ces 2 surfaces fonctionnelles qui permet un léger déplacement mais nous poserons l'hypothèse que ce jeu peut être négligé pour simplifier le modèle et éviter l'utilisation d'un grand nombre de contacts de surface qui rendraient le modèle complexe et difficile à résoudre. La translation le long de l'axe de l'implant est limitée dans la direction négative du repère de l'implant par le contact entre la surface conique antérieure du clip (CL2) et la surface conique postérieure de la base de l'implant (IM2) alors qu'elle est limitée dans la direction positive par le contact entre la surface conique postérieure du clip (CL4) et la surface plane antérieure de l'écrou (NT3). La forme conique spécifique

des surfaces CL2 et IM2 ainsi que le jeu entre les surfaces CL3 et IM1 ont également pour fonction de permettre des rotations selon les perpendiculaires à l'axe de l'implant (Z_i). Ces rotations sont limitées à 34° lorsque les surfaces coniques n'entrent pas en contact et tend progressivement vers 0° lorsque le clip s'approche de la position finale pour arriver en butée avec l'implant.

Toutefois, lors de la manœuvre de translation, ces surfaces fonctionnelles n'entrent pas encore en contact. Le clip est alors libre de se déplacer et de tourner par rapport à l'implant et c'est le chirurgien qui rapproche le clip de l'implant, l'insère dans l'axe de l'implant et installe l'écrou pour éviter que le clip sorte de l'implant. Il se produit donc un changement de statut important lors de cette étape. Toutefois, le chirurgien maintient l'orientation du clip par rapport à l'implant de façon à respecter la limite de 34° et le maintien postérieur à l'axe de l'implant pour être en mesure de l'insérer sur l'implant. Enfin, lorsque le chirurgien insère le clip dans l'axe de l'implant, il applique un déplacement du même type que l'écrou lors du serrage. Lors du serrage, l'écrou interagit avec l'implant par l'intermédiaire de la surface fileté de l'écrou (NT1) et la surface fileté postérieure de l'implant (IM1) qui équivaut à une liaison hélicoïdale.

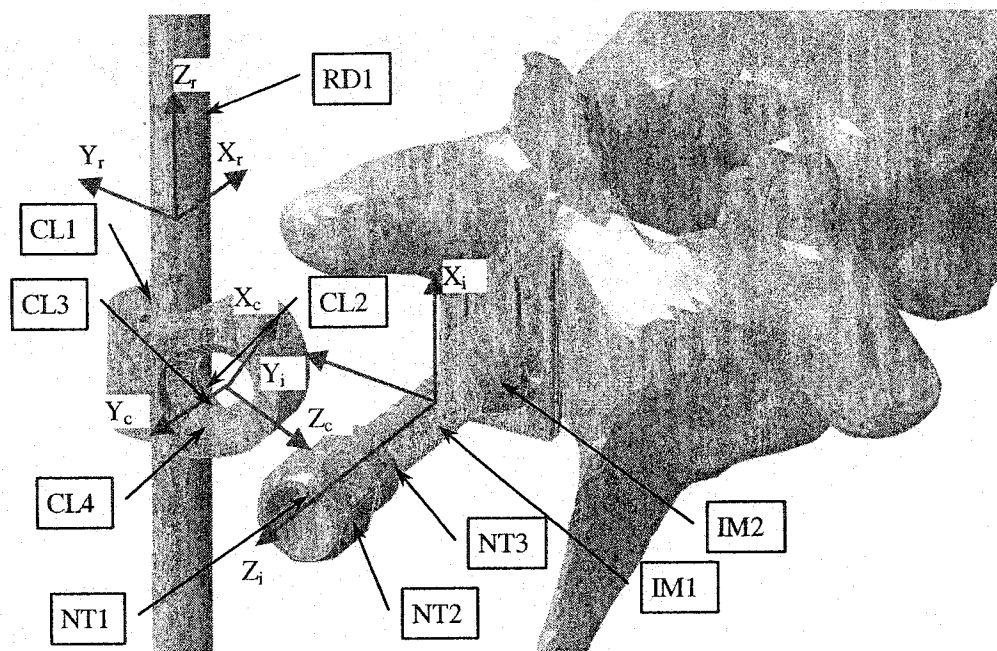


Figure 3.11 Surfaces fonctionnelles de l'interface tige-clip-implant à l'étape du raccordement de la tige aux implants

Ainsi, un certain nombre des liaisons qui représentent le statut final de la liaison clip-implant (Tableau 3.9) peut être utilisé de façon judicieuse pour représenter également l'action du chirurgien lors de la manœuvre de translation. Des ressorts de torsion peuvent être utilisés dès le départ pour limiter les rotations entre le clip et l'implant approximativement à 34° . La fonction essentielle de la liaison entre l'écrou et l'implant est d'appliquer une translation à l'écrou le long de l'axe de l'implant pour entraîner le clip. La rotation de l'écrou peut être négligée en utilisant une liaison prismatique. L'écrou peut être maintenu en position initiale lors du raccordement de la tige aux implants par une commande de translation nulle. Le rapprochement progressif du clip vers l'implant et l'interaction entre le clip, l'implant et l'écrou ne peuvent être

représentés uniquement par des liaisons binaires sans limiter un trop grand nombre de degrés de liberté et créer des sur-contraintes dans le modèle. Pour cette raison, un corps intermédiaire (implant virtuel) superposé à l'implant réel est utilisé dans le but d'offrir 6 DDL supplémentaires entre le clip et l'implant. Une liaison annulaire entre le clip et l'implant virtuel permet le rapprochement du clip vers l'implant à l'aide d'une commande de translation. De plus, une liaison rigide entre l'implant virtuel et l'écrou permet d'entraîner le clip le long de l'axe de l'implant à l'aide de la liaison prismatique et de la commande définies entre l'écrou et l'implant.

Tableau 3.9 Analyse fonctionnelle des liaisons tige-clip-implant à l'étape du raccordement de la tige aux implants

Liaison	Surfaces du corps 1	Surfaces du corps 2	Degrés de liaison	Degrés de liberté	Type de liaison
Tige/Clip	RD1	CL1	TX_r, TY_r RX_r, RY_r	TZ_r, RZ_r	Cylindrique, pivot ou rigide
Clip/Implant virtuel	CL3	IM1	TX_c, TY_c	$TZ_c,$ RX_c, RY_c, RZ_c	Annulaire (commande $TZ_c \rightarrow 0\text{mm}$)
Implant virtuel / écrou	CL3	NT3	TX_i, TY_i, TZ_i RX_i, RY_i, RZ_i	0	rigide
Écrou/implant	NT1	IM1	$TX_i, TY_i,$ $RX_i, RY_i,$ $RZ_i (=TZ_i \text{ *pas})$	$TZ_i,$	Prismatique (commande en $TZ_i=0$)

3.4.1.4. Serrage des écrous

Le serrage des écrous a pour objectif d'entraîner le clip et la tige vers la surface conique de la butée de l'implant pour effectuer la correction principalement dans le plan sagittal de la déformation scoliotique.

À cette étape (Figure 3.12), le chirurgien insère l'écrou sur l'axe fileté de l'implant et serre partiellement ou jusqu'au contact complet entre l'écrou, le clip et la surface de butée de l'implant. Le chirurgien serre l'écrou avec un tournevis qui entraîne l'écrou en rotation par la surface hexagonale externe de l'écrou (NT2). Le mouvement de rotation de l'écrou entraîne une translation le long de l'axe de l'implant par l'interaction entre la surface filetée de l'écrou (NT1) et la surface filetée postérieure de l'implant (IM1). Au cours du mouvement de translation, l'écrou entraîne également le clip en translation le long de l'axe de l'implant par le contact entre la surface plane antérieure de l'écrou (NT3) et la surface conique postérieure du clip (CL4). Dans le cas d'un serrage complet, la surface conique antérieure du clip (CL2) entre également en contact avec la surface conique postérieure de la base de l'implant (IM2) et impose que le clip soit orienté perpendiculairement à l'axe Z_i . De plus, la surface conique postérieure de la base de l'implant (IM2) entre en contact avec la surface cylindrique de la tige (RD1) et bloque tout mouvement de la tige par rapport au clip et à l'implant.

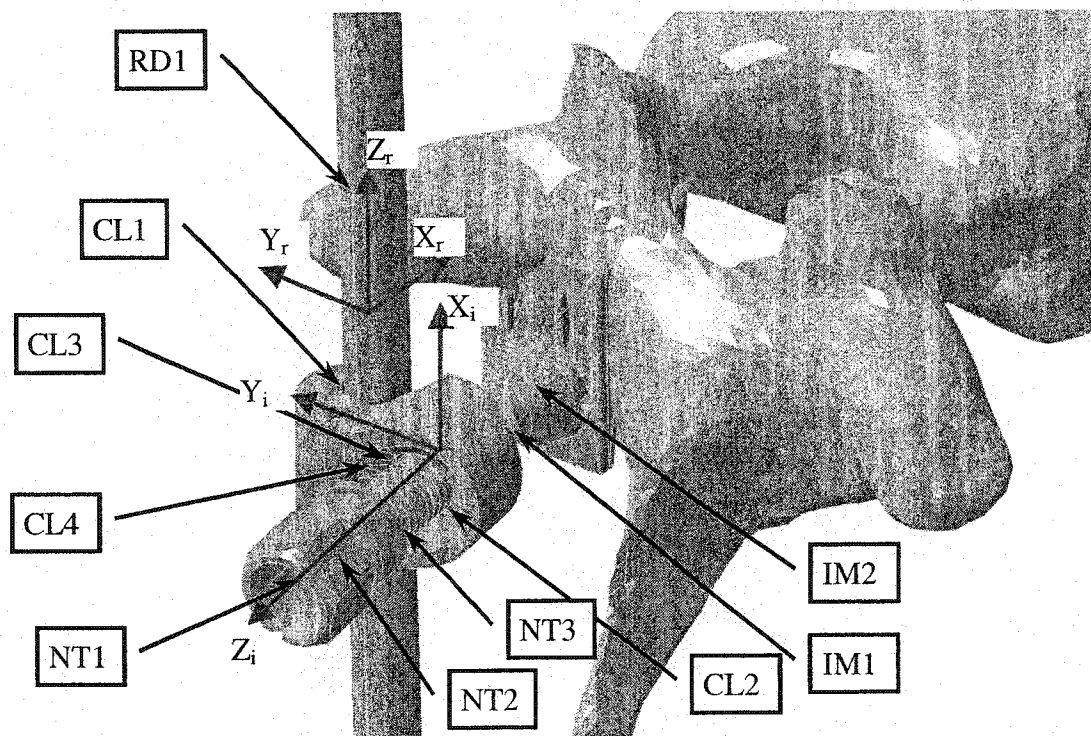


Figure 3.12 Surfaces fonctionnelles à l'interface tige-clip-implant à l'étape du serrage des écrous

La liaison annulaire entre le clip et l'implant virtuel définie lors du raccordement de la tige aux implants est donc changée lors du serrage pour une liaison sphérique (Tableau 3.10) permettant uniquement des déplacements en rotation. Les ressort de torsion entre le clip et l'implant virtuel déjà utilisés lors du raccordement de la tige aux implants sont conservés et définis de façon à augmenter en rigidité lorsque l'implant virtuel est rapproché de la surface conique postérieure de la base de l'implant (IM2) et imposer que le clip soit alors quasi perpendiculaire à l'axe de l'implant. La liaison rigide entre l'implant virtuel et l'écrou est également conservée et permet d'entraîner le clip avec la liaison prismatique et la commande de translation définies entre l'écrou et

l'implant. Suite au serrage complet de l'écrou toutes les liaisons devraient devenir rigides puisque toutes les surfaces fonctionnelles entrent en contact. Généralement, le serrage complet des écrous est effectué seulement après la rotation de la tige. Puisque aucune étape de simulation n'est représentée après le serrage complet, ce changement de statut n'est pas nécessaire.

Tableau 3.10 Analyse des liaisons tige-clip-implant à l'étape du serrage des écrous

Liaison	Surfaces du corps 1	Surfaces du corps 2	Degrés de liaison	Degrés de liberté	Type de liaison
Tige/Clip	RD1	CL1	TX_r, TY_r RX_r, RY_r	TZ_r, RZ_r	cylindrique
Clip/Implant virtuel	CL3	IM1	TX_c, TY_c, TZ_c	RX_c, RY_c, RZ_c	Sphérique
Implant virtuel / écrou	CL3	NT3	TX_i, TY_i, TZ_i RX_i, RY_i, RZ_i	0	rigide
Écrou/implant réel	NT1	IM1	TX_i, TY_i RX_i, RY_i $RZ_i (=TZ_i * \text{pas})$	TZ_i	Prismatique (commande en TZ_i)

3.4.1.5. Rotation de la tige

La première condition pour effectuer la rotation de la tige est que tous les clips aient été raccordés aux implants. De plus, il est nécessaire que le serrage des écrous ne soit que partiel pour éviter que la tige soit fixée par rapport aux clips et aux implants. Lorsque tous les écrous sont au statut de serrage partiel, aucun changement de liaison n'est nécessaire pour la rotation de la tige. Il suffit de commander la rotation de la tige

par la rotation de la liaison pivot du premier clip jusqu'à l'orientation désirée. Une fois, que la rotation de la tige est terminée, le serrage complet des écrous peut être simulé.

Tableau 3.11 Analyse des liaisons tige-implants à l'étape de la rotation de la tige

Liaison	Surfaces du corps 1	Surfaces du corps 2	Degrés de liaison	Degrés de liberté	Type de liaison
Tige/Clip	RD1	CL1	TX_r, TY_r RX_r, RY_r	TZ_r, RZ_r	cylindrique, ou pivot (commande en RZ sur la liaison pivot)
Clip/Implant virtuel	CL3	IM1	TX_c, TY_c, TZ_c	RX_c, RY_c, RZ_c	sphérique
Implant virtuel / écrou	CL3	NT3	TX_i, TY_i, TZ_i RX_i, RY_i, RZ_i	0	rigide
Écrou/implant réel	NT1	IM1	TX_i, TY_i RX_i, RY_i , $RZ_i (=TZ_i \text{ *pas})$	TZ_i	Prismatique (commande en $TZ_i=0$)

3.4.2. Modélisation des manœuvres d'instrumentation chirurgicale

La section 3.4.1 a présenté une analyse détaillée des surfaces fonctionnelles entrant en interaction lors des différentes étapes de simulation ainsi que les liaisons cinématiques choisies en fonction de cette analyse. La présente section décrit maintenant l'ensemble du processus de modélisation des manœuvres d'instrumentation chirurgicale en décrivant la provenance des données, les contraintes de déplacements additionnelles utilisées notamment pour représenter les conditions aux limites du modèle et les résultats qui seront obtenus. L'objectif de cette modélisation est de reproduire la

correction obtenue lors des manœuvres d'instrumentation chirurgicale effectuées en salle d'opération.

Le modèle multi-corps du rachis utilisé est celui décrit à la section 3.2 et dans l'article no. 3 (section 3.3.1). Les radiographies postéro-antérieure et latérale utilisées pour générer la géométrie initiale du modèle du rachis sont prises au début des manœuvres d'instrumentation (pré-instrumentation), alors que le patient est couché sur le ventre sur la table d'opération, qu'il est anesthésié, que le rachis est exposé et que les vis et les crochets ont été insérés dans le vertèbres instrumentées. Étant donné la taille et la configuration du système de radiologie utilisé en salle d'opération (Figure 3.13), ces radiographies permettent uniquement d'identifier les repères anatomiques des vertèbres instrumentées lors de la chirurgie. La géométrie obtenue par reconstruction 3D à partir de ces radiographies est considérée équivalente à celle pré-instrumentation puisque l'insertion des implants ne modifie pas la forme du rachis.

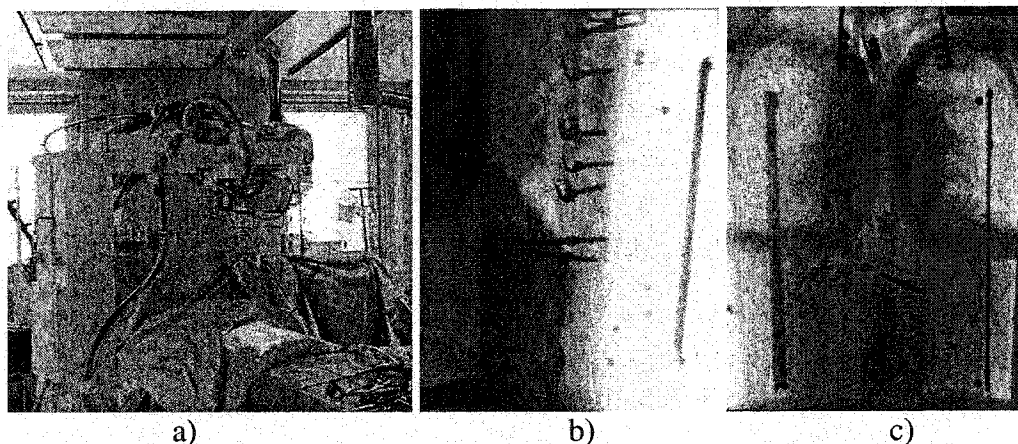


Figure 3.13 Configuration intra-opératoire de prise des radiographies et images radiographiques pré-instrumentation postéro-antérieure et latérale d'un patient

Les crochets pédiculaires sont représentés par des corps rigides et sont reliés aux vertèbres par des liaisons cylindriques et des ressorts de torsion linéaires (dans les 3 directions orthogonales) ayant une raideur de 5000 Nm/rad. Cette valeur a été déterminée de façon à ce qu'elle soit plus élevée que les coefficients de rigidité intervertébrale tout en permettant de légères rotations pour réduire les sur-contraintes lors des manœuvres d'instrumentation. Les vis pédiculaires sont également représentées par des corps rigides et sont reliées aux vertèbres par une liaison rigide. Les écrous sont reliés aux implants par une liaison prismatique et une commande de translation initialisée à 0 mm (i.e. située à l'extrémité postérieure de l'implant) et sont également représentés par des corps rigides. Les vertèbres instrumentées à l'aide de vis ou de crochets sont identifiées à partir des radiographies postéro-antérieure et latérale post-instrumentation prises alors que le patient est toujours positionné sur la table d'opération et que toutes les manœuvres chirurgicales sont terminées. La position des vis et des crochets pédiculaires relativement aux vertèbres instrumentées est ajustée de façon à être alignée avec le pédicule du côté de l'insertion à partir des repères correspondant au point d'insertion des vis pédiculaires et au centre du pédicule du côté de l'insertion obtenus par la reconstruction 3D et la modélisation géométrique.

La tige correctrice est également représentée par un corps rigide. Sa forme et son orientation finale sont déterminées par reconstruction 3D à l'aide des radiographies post-instrumentation. En effet, pour surmonter les problèmes techniques associés à la mesure de la forme initiale de la tige, l'hypothèse simplificatrice est posée que l'utilisation de la

géométrie post-instrumentation combinée à la représentation non déformable est une alternative satisfaisante à considérer les déformations de la tige lors des manœuvres d'instrumentation sans engendrer de sur-contraintes importantes. La position et l'orientation initiale de la tige sont définies manuellement de façon à ce qu'elle se trouve à proximité des premiers implants auxquels elle sera raccordée et que la courbe formée par la tige suive celle du rachis dans le plan frontal ainsi que dans le plan sagittal.

Les conditions aux limites sont imposées au modèle du rachis à l'aide de contraintes cinématiques de façon à représenter le mieux possible le positionnement et le maintien du patient sur la table d'opération lors des manœuvres d'instrumentation. Trois translations (T_x , T_y , T_z) ainsi que la rotation axiale (R_z) de la vertèbre inférieure sont bloquées à l'aide d'une liaison cinématique qui reproduit un joint de cardan pour représenter l'ancrage du bassin du patient sur la base du système de positionnement opératoire. Le maintien de la tête du patient ainsi que du tronc à l'aide de coussins est représenté par une contrainte cinématique généralisée sur la vertèbre supérieure du modèle pour bloquer 2 DDL en translation (T_x , T_y) ainsi que la rotation axiale (R_z) tout en permettant l'allongement du rachis.

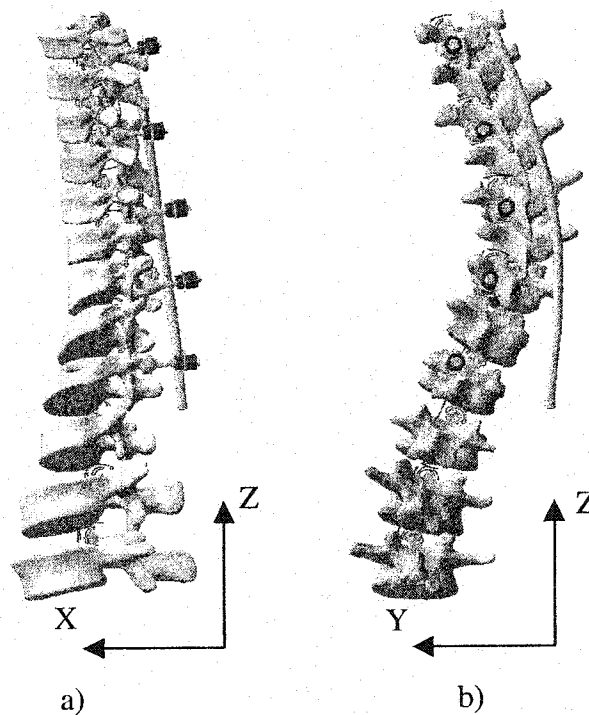


Figure 3.14 Modèle du rachis et de l'instrumentation Colorado 2 suite à la première étape de modélisation (patient 1466948)

La manœuvre de raccordement de la tige aux implants est modélisée en plusieurs étapes de simulation de façon à reproduire la stratégie opératoire du chirurgien qui consiste à rapprocher la tige de chacun des implants successivement. La stratégie de simulation adoptée est de rapprocher tous les implants du segment thoracique suivi de ceux du segment lombaire. Le nombre d'implants raccordés à la tige simultanément pour chacune des étapes de simulation est déterminé en fonction de la convergence vers une solution réaliste. Les critères utilisés pour juger de l'adéquation de cette convergence sont qu'une solution a pu être déterminée (l'algorithme a convergé), que la tige s'est approchée des prochains implants à raccorder et qu'elle ne présente pas

d'interférences géométriques ou une orientation grossièrement aberrante (faisant en sorte, par exemple, que la tige perfore des organes internes du patient). Les clips sont d'abord placés sur la tige à l'endroit le plus rapproché des implant auxquels ils seront raccordés. Une liaison cylindrique (fixe dans le cas de la vertèbre thoracique la plus élevée) entre chacun des clips et la tige est ensuite définie. Une liaison annulaire est ensuite définie entre chacun des clips et l'implant virtuel et une contrainte de translation égale à la distance initiale entre le clip et l'implant est imposée. Lorsque la solution correspondant au rapprochement du clip sur l'implant est calculée, la liaison annulaire entre le clip et l'implant virtuel est remplacée par une liaison sphérique. Ces étapes sont répétées jusqu'à ce que tous les implants soient raccordés à la tige. La figure 3.15 illustre le modèle d'instrumentation lors du raccordement de la tige aux implants.

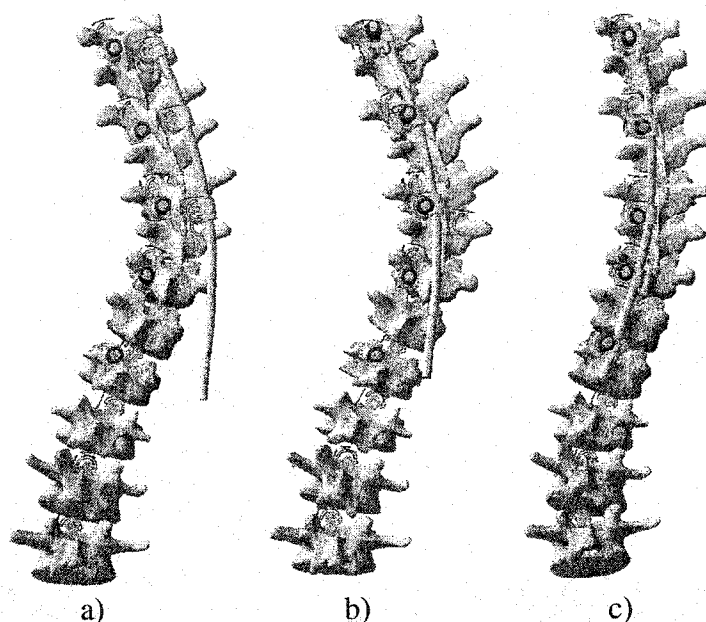


Figure 3.15 Modèle de l'instrumentation Colorado 2 lors du raccordement de la tige aux implants (patient 1466948): a) initial, b) intermédiaire, c) complet.

Pour représenter la rotation de la tige, la liaison rigide entre la tige et le premier clip est d'abord remplacée par une liaison rotule. Une commande de rotation est ensuite définie sur cette liaison. Cette rotation est imposée jusqu'à ce que la tige retrouve l'orientation finale mesurée sur la reconstruction 3D post-instrumentation.

Le serrage de tous les écrous est finalement effectué simultanément et produit la géométrie finale du modèle d'instrumentation chirurgicale (Figure 3.16). Pour ce faire, la commande de translation nulle initialisée lors de la construction du modèle est modifiée pour imposer graduellement une translation égale à la distance initiale entre l'écrou et la butée de l'implant (7,55 mm).

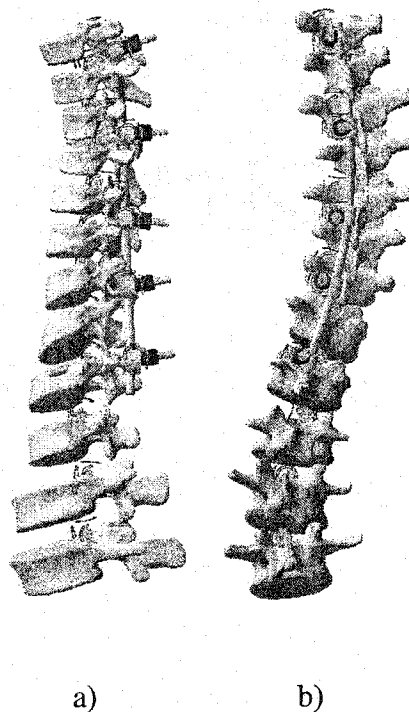


Figure 3.16 Modèle de l'instrumentation Colorado 2 après rotation de la tige correctrice et serrage des écrous (patient 1466948).

3.5. *Étude de l'influence de la flexibilité du rachis scoliotique sur la correction chirurgicale*

Cette section décrit l'exploitation du modèle biomécanique du rachis personnalisé et de l'instrumentation Colorado 2. Cette étude de comparaison permettra de vérifier l'effet de la personnalisation des propriétés mécaniques sur la correction chirurgicale prédite à l'aide du modèle et vérifier la première hypothèse de ce travail. Les résultats de simulation seront également comparés à la correction obtenue suite à l'instrumentation chirurgicale de la colonne vertébrale des patients de l'étude pour évaluer le modèle et vérifier la deuxième hypothèse de ce travail.

3.5.1. Simulation de l'instrumentation chirurgicale avec et sans personnalisation des propriétés mécaniques du modèle

Sept des dix patients de l'étude de personnalisation des propriétés mécaniques présentée dans l'article no. 3 ont été recrutés pour cette étude. Les trois autres patients n'ont pu être inclus parce qu'il était impossible d'obtenir la géométrie 3D pré- et post-instrumentation de tout le segment instrumenté du rachis. Dans ces cas, soit l'objet de calibrage, soit une ou plusieurs vertèbres instrumentées n'étaient pas visibles sur toutes les radiographies pré- et post-instrumentation.

Dans un premier temps, le modèle de l'instrumentation Colorado 2 décrit à la section 3.4.2 a été construit et simulé avec le modèle incorporant des propriétés

mécaniques génériques du rachis. Par la suite, les paramètres de personnalisation obtenus de l'étude présentée dans l'article no. 3 ont été utilisés pour ajuster les propriétés mécaniques du modèle biomécanique du rachis (Tableau 3.12) et les manœuvres d'instrumentation ont été simulées à nouveau. Il est à noter que, selon la classification proposée dans l'article no. 3, le segment thoracique droit est rigide ($\alpha_2 > 1,2$) pour trois de ces patients (2, 4 et 5) et flexible pour les 4 autres. De plus, uniquement deux patients (3 et 7) présentent un segment lombaire peu ou pas rigide et un segment thoracique flexible.

Tableau 3.12 Paramètres de personnalisation mécanique du rachis des patients scoliotiques pour la simulation de l'instrumentation Colorado 2

Patient	α_1	α_2	α_3
1	0,20	0,45	4,19
2	0,74	1,74	3,34
3	0,15	0,24	0,87
4	1,02	2,26	10,00
5	0,95	5,18	5,23
6	7,63	0,15	2,51
7	0,79	0,44	1,38

Au cours des simulations, plusieurs indices ont été calculés à chacune des étapes de simulation des manœuvres d'instrumentation. Ces indices ont été calculés seulement pour le segment scoliotique thoracique instrumenté puisqu'il s'agit du seul segment

disponible avec la reconstruction 3D pré- et post-instrumentation. Les indices calculés à chacune des étapes de simulation sont: l'angle de Ferguson dans les plans frontal et sagittal, l'orientation du plan de courbure maximale et la rotation axiale de la vertèbre apicale calculée selon la méthode vectorielle décrite par Aubin et coll. (1998). De plus, la force de réaction latérale entre les clips et les implants lors de l'étape de raccordement de la tige aux implants et le moment de rotation de la tige ont été déterminés pour chacune des simulations.

La forme de la tige correctrice a également été mesurée juste après le cintrage pour un patient (1880194) en faisant un calque de la tige sur une feuille de papier. Ce calque a permis de définir la forme pré-instrumentation de la tige en mesurant 10 points sur la ligne médiane et de construire un modèle de tige déformable. Pour ce faire, la courbe de la tige a été discrétisée en 20 segments égaux formant chacun un corps rigide. Ces 20 corps rigides reliés centre à centre par des éléments poutres ayant les propriétés de l'acier ($E=2,1 \times 10^5 \text{ N/mm}^2$) forment le modèle de tige flexible. Les manœuvres de l'instrumentation Colorado 2 ont été simulées avec les modèles de tige rigide et flexible pour 3 valeurs différentes des paramètres d'ajustement mécaniques du modèle du rachis ($\alpha_1=1.0$; $\alpha_2=\alpha_3=0.5, 1.0$ et 2.0) en plus des valeurs personnalisées à ce patient (Tableau 3.12) pour comparer l'influence de la flexibilité du rachis par rapport à celle de la tige correctrice sur la correction prédite par le modèle d'instrumentation Colorado 2.

3.5.2. Résultats de simulation

Lors de la simulation de la manœuvre de raccordement de la tige aux implants avec le modèle générique du rachis, les forces de réaction engendrées par les contraintes de déplacement en translation varient de 4 N à 5443 N. De façon générale, les forces latérales moyennes de rapprochement de la tige sont inférieures à 1000 N sauf pour un patient (Tableau 3.13). Des tests de Wilcoxon par paires ne révèlent aucun changement significatif des forces latérales de raccordement de la tige aux implants et des couples de rotation de la tige suite à la personnalisation des propriétés mécaniques du modèle sauf pour les forces de raccordement de la tige aux implants du patient no 1 ($T = 0.0$, $n = 5$, $p = 0.043$). Des tests de Mann-Whitney ont également été effectués pour vérifier l'hypothèse que les segments thoraciques droits (*) et lombaires gauches (§) rigides soient associés à des forces latérales de raccordement de la tige ou des couples de rotation de la tige plus élevés que les segments flexibles ou nominaux. D'une part, les forces latérales et les couples de rotation sur la tige prédits avec les modèles générique et personnalisé du rachis semblent être plus élevés ($U = 0$) pour les patients avec un segment lombaire rigide (§, $n_2 = 6$) mais aucun de ces tests n'est significatif parce que le nombre de segments lombaires non rigides est trop petit ($n_1 = 1$). D'autre part, les patients avec un segment thoracique droit rigide (*, $n_2 = 3$) présentent des forces latérales maximales ($U = 0$, $p = 0.03$) et des couples de rotation ($U=0.5$, $p = 0.05$) de la tige significativement plus élevés que les autres ($n_1=4$) lorsque le modèle personnalisé du rachis est utilisé. Le faible couple de rotation calculé pour deux patients s'explique

par la rotation pratiquement nulle imposée à la tige puisqu'elle se présentait presque dans son orientation finale suite à l'étape du raccordement de la tige aux implants. Il s'agit alors uniquement d'un couple de maintien de la tige en place lors des quelques itérations nécessaires à l'algorithme pour déterminer que le critère d'arrêt est atteint.

Tableau 3.13 Forces et moments appliqués lors des manœuvres de raccordement de la tige aux implants et de la rotation de la tige.

Patient	Forces latérales moyennes (min-max) de rapprochement de la tige (N)		Couple de rotation de la tige (Nm)		Rotation de la tige (°)
	init	perso	init	perso	
§ 1	263 (46-503)	199 (11-396)	0,2	0,2	0
*§ 2	419 (44-1251)	484 (30-1126)	8,6	13,2	72
3	254 (110-468)	143 (16-473)	4,5	2,5	65
*§ 4	391 (34-1085)	611 (33-2593)	4,3	27,9	36
*§ 5	1721 (81-5318)	1729 (72-5443)	1,1	3,6	36
§ 6	262 (9-684)	278 (4-721)	3,8	3,6	43
§ 7	447 (29-1227)	583 (155-1892)	0,4	0,5	7

Les modèles générique (initial) et personnalisé du rachis ne permettent aucune translation entre les vertèbres lors de la modélisation des manœuvres d'instrumentation chirurgicale. De façon générale, les réactions intervertébrales du modèle générique en X, Y et Z respectivement sont toutes inférieures à 376 N, 235 N et 38 N sauf pour un patient (Tableau 3.14). De plus, les forces de tension-compression (Fz) sont faibles comparativement aux forces dans les directions latérale (Fy) et antéro-postérieure (Fx) dans tous les cas ($T = 0$, $n = 7$, $p = 0.02$) mais les réactions antéro-postérieures (Fx) et

latérales (F_y) ne sont pas significativement différentes. La personnalisation des propriétés mécaniques n'a entraîné aucun changement significatif des réactions intervertébrales ($p \geq 0.03$) mais les segments lombaires rigides (§, $n_2 = 6$) démontrent une tendance non significative ($U=0$, $p=1$) à être associés à des réactions intervertébrales plus élevées que les autres segments lombaires de même que les segments thoraciques rigides (*) lorsque le modèle personnalisé du rachis est utilisé ($U = 2$, $p = 0.15$).

Tableau 3.14 Forces maximales de réaction intervertébrale suite aux manœuvres d'instrumentation chirurgicale.

Patient	Init			Perso		
	F_x	F_y	F_z	F_x	F_y	F_z
§ 1	36	120	20	22	33	12
*§ 2	376	235	30	407	404	36
3	49	88	16	29	41	7
*§ 4	33	45	12	49	88	16
*§ 5	1340	292	155	1451	443	185
§ 6	56	86	11	68	181	12
§ 7	192	181	38	197	155	37

L'étape de raccordement de la tige aux implants a prédit une correction dans le plan frontal (Tableau 3.15) de $10,7^\circ \pm 4,9^\circ$ avec le modèle pour le modèle générique et de $9,9^\circ \pm 7,3^\circ$ pour le modèle personnalisé ($T = 0$, $p = 0.02$). Le modèle générique et le modèle personnalisé prédisent une correction additionnelle de $2,2^\circ \pm 2,1^\circ$ ($T = 1$, $p = 0.03$) et $2,1^\circ \pm 2,8^\circ$ ($T = 1$, $p = 0.05$) suite à l'étape de rotation de la tige et aucun changement significatif lors du serrage des écrous. Le modèle générique prédit une

légère sur-correction ($2,3^\circ \pm 2,0^\circ$, $T = 1$, $p = 0.03$) suite au serrage des écrous mais la différence entre la correction dans le plan frontal prédite avec le modèle personnalisé et celle observée par reconstruction 3D ($1,3^\circ \pm 4,4^\circ$) n'est pas significative ($T = 11$, $p = 0.6$). Toutefois, il n'y a aucune différence significative entre les angles de Ferguson prédit par le modèle générique et le modèle personnalisé pour chacune des étapes de simulation. Enfin, la réduction de l'angle de Ferguson dans le plan frontal prédite avec le modèle personnalisé du rachis est significativement plus grande pour les segments thoraciques rigides (*, $U = 0$, $n_1 = 3$, $n_2 = 4$, $p = 0.03$).

Tableau 3.15 Angle de Ferguson dans le plan frontal du segment thoracique lors de manœuvres d'instrumentation Colorado 2

Patient	Segment	Pré- inst	Simulation						Post- inst
			Raccord tige		Rotation tige		Serrage écrous		
			init	perso	init	perso	init	perso	
§1	T6-T9-T12	33,0	21,3	17,9	21,4	18,0	19,6	16,4	23,2
*§2	T6-T10-L1	32,0	24,2	26,2	22,3	24,4	21,0	22,4	21,7
3	T8-T11-L2	27,9	18,7	20,2	12,5	12,3	10,1	10,0	9,6
*§4	T7-T11-L1	15,8	7,5	13,8	4,2	12,3	3,7	11,6	8,7
*§5	T5-T8-T11	23,7	15,6	19,3	13,9	19,0	13,7	18,8	14,9
§6	T6-T10-L1	20,8	12,4	9,9	10,3	6,8	10,3	7,6	14,3
§7	T6-T8-T11	32,0	10,7	8,9	10,1	8,9	9,6	8,1	11,7
moyenne		23,2	13,8	14,5	11,8	12,7	11,0	11,9	13,0

Les modèles générique et personnalisé prédisent une augmentation de l'angle de Ferguson dans le plan sagittal du segment thoracique (Tableau 3.16) de $6,1^\circ \pm 5,1^\circ$ et

$5,9^\circ \pm 4,6^\circ$ ($T = 1$, $p = 0.03$) qui ne présente pas de différence significative avec l'angle de correction mesuré par reconstruction 3D. Les modèles générique et personnalisé prédisent une augmentation de l'angle de Ferguson dans le plan sagittal lors du raccordement de la tige aux implants ($3,8^\circ \pm 4,7^\circ$ et $3,3^\circ \pm 4,9^\circ$) statistiquement différente ($T = 2$, $p = 0.04$) mais aucun autre changement significatif.

Tableau 3.16 Angle de Ferguson dans le plan sagittal du segment thoracique lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2

Patient	Segment	Pré- inst	Simulation						Post- inst
			Raccord tige		Rotation tige		Serrage écrous		
			init	perso	init	perso	init	perso	
§1	T4-T7-T12	10,4	14,2	14,1	14,6	14,4	14,8	14,7	10,1
*§2	T6-T8-T12	5,0	4,8	3,7	19,8	19,6	19,5	19,5	12,8
3	T5-T7-T12	10,7	12,0	10,6	20,6	18,3	20,6	18,6	18,1
*§4	T4-T7-T12	9,7	6,8	6,7	9,0	10,3	8,7	9,6	14,8
*§5	T4-T7-T12	5,5	12,3	12,4	7,9	8,7	8,1	9,2	4,8
§6	T6-T10-L1	0,3	10,9	10,4	4,9	4,2	5,1	4,4	1,6
§7	T6-T10-L1	2,5	9,6	9,1	10,1	9,6	10,3	9,6	9,2
moyenne		5,5	8,8	8,4	10,9	10,6	10,9	10,7	8,9

L'orientation du plan de courbure maximale a été réduite de $23^\circ \pm 20^\circ$ ($T = 0$, $p = 0.04$) par les manœuvres d'instrumentation chirurgicale et les deux modèles ont prédit cette correction avec une différence non significative ($T \geq 11.5$, $p \geq 0.67$) par rapport à la reconstruction 3D post-instrumentation. Aucune différence significative n'a d'ailleurs été observée entre l'orientation du plan de courbure maximale prédite par les

modèles générique et personnalisée pour chacune des étapes d'instrumentation. De plus, aucune relation statistique n'a pu être démontrée entre la rigidité des segments thoraciques et lombaires et le changement d'orientation du plan de courbure maximale.

Tableau 3.17 Orientation du plan de courbure maximum du segment thoracique lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2

Patient	Segment	Pré- inst	Simulation						Post- inst
			Raccord tige		Rotation tige		Serrage écrous		
			init	perso	Init	perso	init	perso	
§1	T6-T9-T12	71	88	89	87	88	85	87	71
*§2	T6-T10-L1	88	82	84	34	39	33	37	43
3	T8-T11-L2	68	100	93	79	77	77	76	30
*§4	T7-T11-L1	79	34	36	18	27	14	24	32
*§5	T5-T8-T11	85	69	70	94	90	91	87	71
§6	T6-T10-L1	95	18	35	40	26	41	35	79
§7	T6-T8-T11	73	62	35	57	26	53	32	73
moyenne		70	57	55	51	47	49	47	50

De façon générale, la modélisation de l'instrumentation Colorado 2 avec les modèles de rachis générique et personnalisé prédit systématiquement une aggravation de la rotation axiale des vertèbres apicales de $6,2^\circ \pm 4,4^\circ$ ($T=1$, $p=0.03$) et $4,5^\circ \pm 4,9^\circ$ ($T=2$, $p=0.04$) alors que la chirurgie a produit une légère correction ($1,4^\circ \pm 2,8^\circ$) qui n'est pas significative ($T=5$, $p=0.13$). En fait, sauf pour le patient 6 pour lequel une observation visuelle de la reconstruction 3D a permis de confirmer une erreur importante d'estimation de la rotation axiale, les changements de rotation axiale observés suite à la

chirurgie sont tous inférieurs à 4,1°. Enfin, les modèles générique et personnalisé n'ont prédit aucune différence significative et aucune relation statistique n'a été observée entre la rigidité des segments thoraciques et lombaires et les rotations axiales.

Tableau 3.18 Rotation axiale de la vertèbre apicale thoracique lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2

Patient	Vertèbre	Pré- inst	Simulation						Post- inst
			Raccord tige		Rotation tige		Serrage écrous		
			init	perso	init	perso	init	perso	
§1	T9	-7,0	-10,0	-7,9	-10,1	-7,9	-10,7	-8,0	-4,5
*§2	T10	-2,5	-5,0	-1,6	-8,0	-6,5	-8,6	-7,1	1,2
3	T11	-6,0	-1,3	-2,6	-3,8	-3,3	-4,2	-3,6	-1,9
*§4	T11	-6,2	-9,6	0,5	-14,8	-8,3	-15,5	-9,1	-9,1
*§5	T8	-5,0	-11,0	-16,3	-10,0	-15,1	-11,0	-18,1	-2,8
§6	T10	-15,4	-22,1	-19	-23,6	-21,4	-23,7	-21,7	15,4*
§7	T8	-0,3	-11,5	-6,5	-11,3	-6,3	-12	-6,4	-1,6
moyenne		-5,3	-8,8	-6,7	-10,2	-8,6	-10,7	-9,3	-3,1

* valeur erronée qui est négligée dans les calculs d'erreur.

L'étude de sensibilité du modèle d'instrumentation Colorado 2 à la flexibilité du rachis comparativement à celle de la tige correctrice (Figure 3.17) démontre que les paramètres de personnalisation des propriétés mécaniques du rachis influencent la correction dans le plan frontal ainsi que l'orientation du plan de courbure maximale prédite par le modèle pour le patient no. 4 de façon plus importante que la flexibilité de la tige correctrice. Toutefois, les propriétés de flexibilité de la tige influencent plus la correction dans le plan sagittal que les paramètres d'ajustement de la flexibilité du rachis.

La figure 3.17 suggère également que les paramètres de personnalisation des propriétés mécaniques déterminés selon la méthode présentée dans l'article no. 3 ne représentent pas exactement les valeurs spécifiques au rachis de ce patient. En effet, les simulations avec $\alpha_2=\alpha_3=2,0$ prédisent une correction dans le plan frontal et dans le plan sagittal plus près de celle observée suite à l'instrumentation que celles avec les paramètres mécaniques personnalisés. De plus, les résultats présentés à la figure 3.17 pour la simulation avec paramètres mécaniques personnalisés et la tige flexible représentent la correction prédite suite à la rotation de la tige plutôt qu'au serrage des écrous. En effet, suite à la manœuvre de rotation de la tige, la déformation de la tige flexible était importante et il a été impossible de converger vers une solution lors du serrage des écrous.

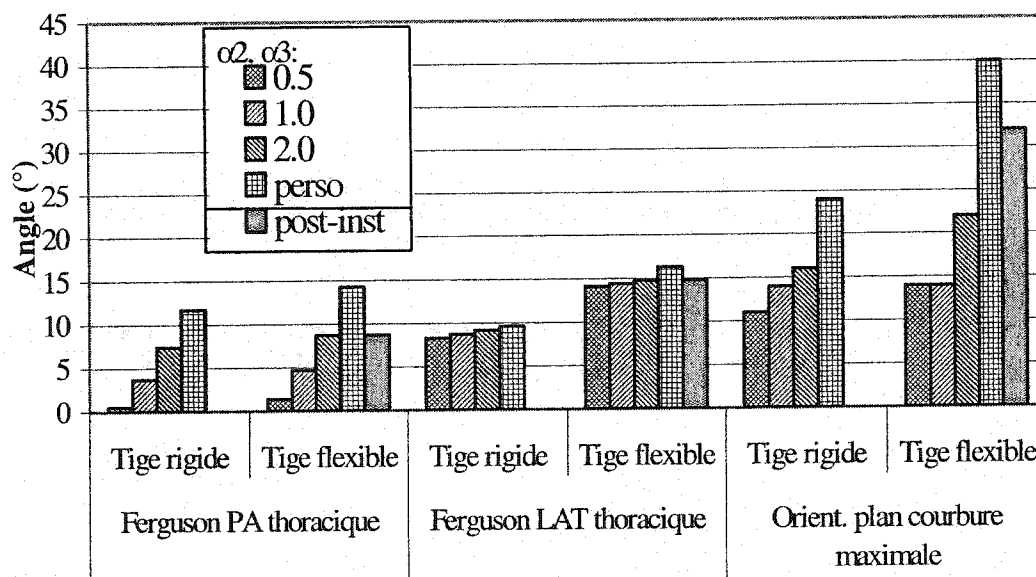


Figure 3.17 Influence de la flexibilité du rachis scoliotique comparativement à celle de la tige correctrice lors des manœuvres d'instrumentation Colorado 2

Chapitre 4. Discussion

Le premier objectif de cette thèse de doctorat était de développer un outil d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale. La méthode proposée utilise une approche hybride combinant des mesures expérimentales de la réductibilité segmentaire des déformations scoliotiques lors d'un mouvement d'inflexion latérale et un modèle biomécanique à multi-corps flexibles du rachis scoliotique. Ce modèle comporte des données géométriques personnalisées aux patients scoliotiques et ses propriétés mécaniques sont paramétrées pour en permettre l'ajustement à l'aide d'un algorithme visant à optimiser la réductibilité segmentaire prédite par le modèle lors de la simulation du test d'inflexion latérale.

L'étude de la flexibilité du rachis de 10 patients scoliotiques a permis de démontrer que cette méthode améliore d'environ 50 % le comportement du modèle biomécanique du rachis lors de la simulation du test d'inflexion latérale. Les paramètres d'ajustement mécanique déterminés dans cette étude ont permis de distinguer les segments rigides et flexibles du rachis scoliotique des patients. L'information tirée de cette classification est complémentaire au test d'inflexion latérale puisqu'elle permet de classer la rigidité des segments du rachis non seulement sur la base de la réductibilité des courbes scoliotiques mais également en fonction de l'estimation faite par le modèle biomécanique des forces en jeux. La pertinence clinique de cette classification reste à

démontrer sur un plus grand nombre de patients scoliotiques. Toutefois la flexibilité du rachis scoliotique est reconnue comme un facteur important lors de la planification opératoire pour déterminer les niveaux vertébraux à instrumenter (Klepps et coll., 2001) et le test d'inflexion latérale est généralement la référence pour prédire la réductibilité des courbes scoliotiques suite à l'instrumentation chirurgicale. L'amélioration de la capacité du modèle à prédire la réductibilité des segments scoliotiques lors du test d'inflexion latérale suite à l'ajustement de ses propriétés mécaniques tend donc à supporter la première hypothèse qui stipule que la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique influence la correction chirurgicale.

Dans son état actuel, cette approche comporte toutefois un certain nombre de limites qui, sans empêcher d'améliorer le comportement biomécanique du modèle générique du rachis, peuvent avoir contribué à limiter l'influence de la flexibilité sur la correction prédite dans l'étude de modélisation de l'instrumentation Colorado 2. Premièrement, l'ajustement des propriétés mécaniques du modèle a été limité au plan frontal puisqu'il était basé sur une observation 2D effectuée sur des radiographies en inflexion latérale. De plus, puisque les propriétés mécaniques initiales du modèle générique du rachis ne sont pas identiques pour les segments thoraciques et lombaires, les coefficients d'ajustement des propriétés mécaniques (α) ne permettent pas de distinguer la rigidité des segments thoraciques par rapport aux segments lombaires. Le test d'inflexion latérale est également basé sur un mouvement volontaire qui présente une grande variabilité et est peu reproductible. Étant donné la nature non-linéaire du

comportement intervertébral, une amplitude d'inflexion latérale faible peut faire en sorte de sous-estimer la rigidité des segments du rachis (Figure 4.1). Enfin, la simulation du test inflexion latérale modélisée en imposant uniquement un déplacement latéral représente une simplification importante du mouvement réel. En effet, la géométrie initiale du modèle est définie en position debout et l'inflexion latérale est effectuée lorsque le patient est couché sur le dos. Ces facteurs font en sorte que l'algorithme peut avoir convergé dans certains cas vers une solution qui ne représente pas exactement les caractéristiques mécaniques spécifiques du patient lors de l'instrumentation chirurgicale.

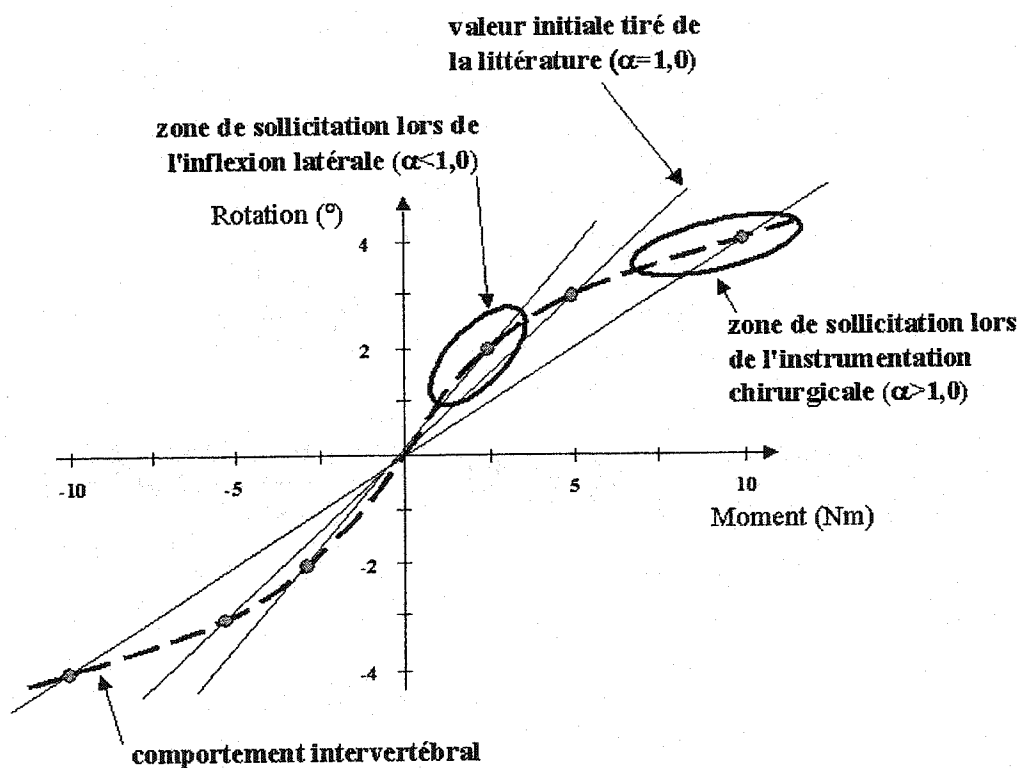


Figure 4.1 Illustration de l'influence de l'amplitude d'inflexion latérale sur les coefficients d'ajustement mécanique (α)

L'amélioration des conditions expérimentales du test d'inflexion latérale s'avère donc importante. Notamment, la variabilité et la faible reproductibilité de l'amplitude de mouvement lors de l'inflexion latérale peuvent être améliorées en utilisant un test d'inflexion latérale avec point d'appui (Cheung et Luk, 1997; Luk et coll., 1998). Ce test utilise un critère systématique pour déterminer l'amplitude maximale de mouvement d'inflexion par opposition au mouvement d'inflexion latérale volontaire en position couchée sur le dos. De plus, le test d'inflexion avec point d'appui peut permettre de mesurer la proportion du poids corporel se trouvant sur le point d'appui avec un pèse personne et mieux caractériser les charges externes à imposer au modèle biomécanique pour représenter les conditions expérimentales du test. Enfin, une étude préliminaire d'ajustement segmentaire des paramètres mécaniques du rachis d'un patient scoliotique dans le plan frontal et dans le plan sagittal a été présentée dans l'article no. 3. Cette étude basée sur la reconstruction 3D radiographique du rachis lors du test d'inflexion latérale démontre que l'ajustement des propriétés mécaniques peut être amélioré en considérant les déplacements dans le plan sagittal. Toutefois, l'utilisation de radiographies additionnelles entraîne des radiations supplémentaires. De plus, la configuration particulière du rachis en inflexion latérale fait en sorte que l'utilisation de radiographies latérales lors du test d'inflexion latérale est techniquement problématique. Une approche de reconstruction 3D basée sur la connaissance *a priori* de la géométrie des vertèbres du patient et utilisant une seule radiographie pourrait permettre de surmonter ces problèmes en ajustant les paramètres mécaniques du modèle à partir de la

réductibilité segmentaire observée en 3D lors du test d'inflexion latérale ou d'une autre combinaison de mouvements correcteurs.

Les résultats de la modélisation de l'instrumentation chirurgicale de 7 patients en incluant des propriétés mécaniques personnalisées démontrent que le modèle permet de prédire adéquatement la correction observée suite à l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique et supportent la deuxième hypothèse de travail. En effet, les différences observées pour l'angle de Ferguson sont de $2,3^\circ \pm 2,0^\circ$ dans le plan frontal et ne sont pas significatives dans le sagittal ainsi que pour l'orientation du plan de courbure maximale avec le modèle générique du rachis. La correction prédite dans les plans frontal et sagittal ainsi que pour l'orientation du plan de courbure maximale avec le modèle du rachis personnalisé ne présente aucune différence significative par rapport à la correction mesurée par reconstruction 3D. Les deux modèles prédisent que la plus grande partie du changement d'angle de Ferguson dans le plan sagittal se produit lors du raccordement de la tige aux implants. Toutefois, la différence entre l'amplitude des déformations régionales prédites avec le modèle et celle observée par reconstruction 3D post-instrumentation est souvent inférieure à la précision généralement reconnue de ces mesures (Delorme et coll., 2002; Labelle et coll., 1995). Les changements observés avec la personnalisation des propriétés mécaniques restent de cet ordre de grandeur et ne sont donc pas significatifs. Les modèles de rachis générique et personnalisé prédisent systématiquement une augmentation de la rotation axiale des vertèbres apicales de $6,2^\circ \pm 4,4^\circ$ et $4,5^\circ \pm 4,9^\circ$ alors que la reconstruction 3D post-instrumentation suggère

qu'il n'y a aucun changement. Cette erreur peut avoir été causée par des erreurs de position et d'orientation des implants ou du centre de rotation intervertébral qui peuvent créer des couples inversés, les conditions aux limites qui bloquent systématiquement la rotation axiale des vertèbres supérieure et inférieure ou encore l'absence de la deuxième tige dans le modèle d'instrumentation qui peut contribuer à réaligner les rotations intervertébrales en plus de stabiliser le rachis. Par contre, les rotations axiales des vertèbres mesurées et simulées sont faibles comparativement à la précision de la méthode de mesure (Delorme et coll., 2002; Labelle et coll., 1995). La correction de la rotation axiale suite à l'instrumentation chirurgicale peut donc ne pas être significative comme le suggère Delorme et coll. (2000).

Ces résultats semblent se comparer avantageusement à ceux rapportés par Le Borgne (1998) et Ghista et coll. (1988). Le Borgne (1998) a observé, sur un seul patient, une différence maximale entre la simulation et la mesure intra-opératoire de 4° pour les rotations vertébrales et de 10 mm pour la position des vertèbres lors de la simulation de l'instrumentation Cotrel-Dubousset. Ghista et coll. (1988) rapportent un indice d'erreur basé sur l'aire sous la courbe vertébrale de moins de 10 % lors de la simulation de l'instrumentation Harrington-Luque de 10 patients scoliotiques dont une différence de 3° d'angle de Cobb thoracique pour 2 patients dont l'indice d'erreur est de 0,75 % et 5,0 %. Toutefois, ils n'ont pas évalué la correction dans le plan sagittal ni les rotations axiales des vertèbres puisqu'ils utilisent un modèle bidimensionnel.

Le modèle a été utilisé pour reproduire l'effet immédiat de l'instrumentation chirurgicale à partir de la géométrie pré-instrumentation et de la stratégie opératoire adoptée par le chirurgien. De plus, l'effet des muscles a été négligé dans le modèle. Cette hypothèse simplificatrice a certainement un impact marginal dans ce contexte puisque le patient est anesthésié et que la plupart des tissus mous à proximité du rachis sont sectionnés lors de l'instrumentation. Toutefois, dans un contexte de planification chirurgicale, la géométrie pré-instrumentation n'est pas disponible et on souhaiterait plutôt prédire la correction post-opératoire à court ou à long terme. Ainsi, les changements qui se produisent au niveau du rachis lors du positionnement du patient sur la table d'opération devraient être représentés pour permettre de prédire la correction chirurgicale post-opératoire lors de la planification à partir de la géométrie pré-opératoire en position debout. L'influence des muscles devrait alors être représenté dans le modèle. De plus, le processus de croissance et de modulation de croissance (Villemure et coll., 2000) pourrait être intégré au modèle de rachis pour évaluer l'effet de l'instrumentation chirurgicale jusqu'à la fusion osseuse du segment instrumenté.

Le modèle d'instrumentation Colorado 2 prédit également des couples de rotation vraisemblables sur la tige correctrice (entre 0,2 Nm et 28 Nm) qui sont de l'ordre des valeurs rapportées dans la littérature (Duke et coll., 1999; Gardner-Morse et Stokes, 1994). Les forces latérales moyennes de rapprochement de la tige sont beaucoup plus élevées que les valeurs rapportées par Duke et coll. (1999) pour l'instrumentation Cotrel-Dubousset mais sont de l'ordre des forces transversales mesurées par Ghista et coll.

(1988) pour l'instrumentation Harrington-Luque. Les valeurs maximales sont toutefois de l'ordre des forces de traction sur les implants provoquant un bris des pédicules thoraciques (Gayet et coll., 2002). Cette observation suggère qu'il peut y avoir des sur-contraintes importantes dans le modèle. En effet, la configuration géométrique de ce modèle déterministe peut impliquer des contraintes cinématiques redondantes incompatibles avec la géométrie réelle même si le nombre de degrés de liaison du modèle a été inférieure au nombre de degré de liberté du modèle dans tous les cas ($DDL \geq 35$ selon l'équation de Gruebler). Le problème inverse peut alors devenir mal conditionné et entraîner des variations de forces de réaction importantes même si les résultats géométriques sont similaires. Bien que les conditions aux frontières aient été choisies de façon à bloquer le moins de degrés de liberté possible, elles représentent une simplification importante du positionnement du patient sur la table d'opération qui peut expliquer en partie ces sur-contraintes. De plus, pour plusieurs patients de l'étude, les conditions aux frontières ont été imposées directement sur les dernières vertèbres instrumentées puisque la partie non-instrumentée du rachis n'était pas visible sur les radiographies pré-instrumentation. Il est donc souhaitable d'améliorer les techniques d'imagerie intra-opératoire et de reconstruction 3D pour permettre de représenter l'ensemble du rachis thoracique et lombaire ainsi que le bassin dans le modèle biomécanique pour améliorer la modélisation du positionnement du patient sur la table d'opération. Delorme et coll. (2000) ont également rapporté une proportion importante de la correction suite au positionnement du patient sur la table d'opération et proposent

que le positionnement peut influencer la correction chirurgicale. Le raffinement de la représentation du positionnement du patient permettrait donc d'exploiter le modèle d'instrumentation chirurgicale pour étudier l'influence du positionnement sur la correction observée suite à l'instrumentation chirurgicale. Les simplifications du modèle d'instrumentation par rapport aux mécanismes complexes de l'instrumentation peuvent également avoir contribué à sur-contraindre le modèle. Notamment, le mouvement de translation libre entre le clip et l'implant avant le serrage complet des écrous qui a été simplifié en imposant que le clip soit solidaire de l'écrou explique probablement la faible contribution du serrage des écrous pour la correction prédite par le modèle dans le plan sagittal. La représentation de la tige comme un corps rigide ainsi que la rigidité en translation des articulations intervertébrales peuvent également avoir causé des contraintes dans le modèle mais les principales sources de sur-contraintes sont certainement les erreurs de reconstruction 3D. En effet, une variation de 2 mm de la position de la vis située sur la vertèbre L1 du patient no. 5 (niveau des réactions intervertébrales et force de raccordement de la tige aux implants maximale) a permis de réduire les réactions intervertébrales maximales antéro-postérieures de 1340 N à 132,4 N et les angles de Ferguson dans les plans frontal et sagittal prédits par le modèle ont varié de moins de $0,5^\circ$. Cette observation confirme les résultats de Aubin, Petit et coll. (2002) qui ont démontré qu'une erreur de position de 2 mm d'un implant par rapport à la vertèbre correspondante peut entraîner une variation importante (environ 12%) des forces de réactions calculées dans le modèle. Ces sources de contraintes importantes

peuvent donc avoir contribué à sous-estimer l'influence des paramètres mécaniques du rachis scoliotique lors de la modélisation de l'instrumentation chirurgicale et avoir eu un effet limité sur la correction prédite par le modèle.

En réalité, les situations de sur-contraintes rencontrées dans le modèle représentent également en partie la situation à laquelle le chirurgien est confronté lors des manœuvres chirurgicales. En effet, au cours des manœuvres de raccordement et de rotation de la tige, il doit adapter légèrement sa stratégie opératoire en fonction des réactions ou des blocages qu'il perçoit en changeant l'ordre de rapprochement des clips, la position et l'orientation initiale de la tige ou encore la rotation finale imposée à la tige. Dans ce projet, la stratégie adoptée au préalable par le chirurgien a été reproduite le mieux possible. Toutefois, comme lors de la chirurgie, cette stratégie a été légèrement adaptée (l'ordre de raccordement de quelques implants a été changé) à chaque étape pour permettre au modèle de converger vers une solution intermédiaire acceptable. Ce modèle pourra donc éventuellement être exploité pour étudier l'influence de la stratégie opératoire (nombre et position des implants, ordre de raccordement, angle de rotation de la tige, etc.) sur la correction par instrumentation chirurgicale.

Le modèle d'instrumentation Colorado 2 prédit également des forces de réactions intervertébrales en tension-compression faibles comparativement aux réactions latérales et antéro-postérieures qui suggèrent que les principales forces en jeux dans le modèle vont dans le sens de la correction des déformations régionales dans les plans frontal et sagittal. Il n'existe actuellement aucune étude qui documente les forces intervertébrales

en jeux lors de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique. Néanmoins, si le modèle générique du rachis avait représenté la liaison intervertébrale avec un élément flexible selon la rigidité moyenne rapporté par Panjabi et coll. (1976), il aurait prédit des déplacements intervertébraux inférieurs à 0,41 mm dans les directions antéro-postérieure et latérale et inférieurs à 0,05 mm en tension-compression dans tous les cas sauf le patient no. 5. Ces résultats supportent donc l'hypothèse simplificatrice du modèle biomécanique du rachis stipulant que l'articulation intervertébrale peut être représentée adéquatement par une liaison sphérique et des ressorts de torsion pour modéliser l'instrumentation chirurgicale.

L'étude de sensibilité du modèle d'instrumentation chirurgicale aux propriétés mécaniques segmentaires du rachis scoliotique comparativement à celles de la tige correctrice fait également ressortir l'importance d'utiliser un modèle de tige flexible pour réduire les sur-contraintes. En effet, l'utilisation d'un modèle de tige flexible combiné à la modification des paramètres de personnalisation mécaniques a permis de mieux prédire la correction des déformations régionales du rachis d'un patient scoliotique qu'avec un modèle de tige rigide. Cette étude démontre également que la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique exerce une influence plus grande dans le plan frontal alors que la flexibilité de la tige influence principalement la réponse du modèle dans le plan sagittal. Ceci s'explique par le fait que l'ajustement des propriétés mécaniques du modèle a été effectué seulement dans le plan frontal et met en évidence l'importance d'ajuster les paramètres mécaniques du modèle dans le plan sagittal. Enfin, les deux

patients (1796523 et 1988765) pour lesquels les segments thoraciques et lombaires ont été classés flexibles (ou très peu rigides) présentent une réduction de l'angle de Ferguson thoracique dans le plan frontal de 63% et 66% alors que les 5 autres patients ont été corrigés de 45% et moins. Ces observations suggèrent donc que la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique influence considérablement la correction prédite par le modèle d'instrumentation chirurgicale et supportent la première hypothèse de travail.

L'efficacité de l'approche multi-corps à résoudre les différentes non-linéarités (géométriques et de changement de statut) du modèle comparativement à la méthode des éléments finis a également contribué à limiter le temps de calcul (environ 1 min pour résoudre le modèle d'instrumentation chirurgicale et autant pour la personnalisation des propriétés mécaniques sur un ordinateur Pentium 3, 933 MHz) et les problèmes de convergence. Les principaux problèmes de convergence ont été causés par des solutions intermédiaires aberrantes. Notamment, le début de l'étape de raccordement de la tige aux implants correspond davantage à un problème aux conditions initiales qu'à un problème de conditions aux frontières. En effet, la tige est d'abord placée à proximité des implants et seulement quelques contraintes sont imposées pour rapprocher la tige des premiers implants auxquels elle est raccordée. Ainsi, la forme, la position et l'orientation initiale de la tige influencent la solution du rapprochement et fait en sorte que celle-ci peut se retrouver dans une position intermédiaire qui crée des sur-contraintes importantes lors des étapes de rapprochement de la tige sur les implants suivants et quelques essais peuvent être nécessaires pour obtenir une première solution

déterminer une méthode systématique de positionnement initiale de la tige pour simplifier l'utilisation courante du modèle.

Une approche originale d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique et de modélisation de l'instrumentation Colorado 2 a été présentée dans ce travail. Cette méthode permet de personnaliser les propriétés mécaniques d'un modèle tridimensionnel du rachis scoliotique comparativement à Ghista et coll. (1988) qui utilisent un modèle 2D par éléments finis. De plus, la personnalisation est effectuée à l'aide d'un algorithme d'optimisation utilisant des critères rigoureux comparativement à l'approche heuristique de Le Borgne (1998) dont les résultats dépendent fortement de la stratégie d'ajustement basée sur la connaissance *a priori* des paramètres mécaniques influents du modèle et des zones de rigidité structurelle du rachis scoliotique. À notre connaissance, il s'agit également du premier modèle d'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique qui permet de simuler toutes les manœuvres d'instrumentation chirurgicale avec un tel niveau de raffinement. Ce modèle a été développé suite à une analyse fonctionnelle rigoureuse pour représenter efficacement toutes les manœuvres d'instrumentation importantes comparativement aux études antérieures (Aubin et coll., 2002; Gardner-Morse et Stokes, 1994; Ghista et coll., 1988; Le Borgne, 1998; Poulin et coll., 1998;) qui simplifient davantage les étapes de simulation et des liaisons entre les différentes composantes de l'instrumentation. Ce modèle se distingue également de celui de Verniest (2002) qui représente de façon très détaillée (environ 30 étapes de simulation) la stratégie spécifique d'un chirurgien à partir d'une méthode de

formalisation semblable à celles utilisées pour la conception de systèmes experts. En effet, le modèle d'instrumentation Colorado 2 proposé dans ce travail a été développé selon une approche générique généralisable à une interface de simulation conviviale permettant d'étudier et de comparer facilement différentes stratégies opératoires.

Chapitre 5. Conclusions et recommandations

Les objectifs de cette thèse étaient d'évaluer la flexibilité segmentaire du rachis de patients scoliotiques et de modéliser les manœuvres d'instrumentation chirurgicale à l'aide d'un modèle biomécanique intégrant la géométrie et la flexibilité segmentaire spécifiques à ces patients. Ce modèle a permis d'étudier la relation entre la flexibilité des segments scoliotiques et la correction obtenue par instrumentation chirurgicale. Une nouvelle méthode d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique a donc été proposée. Cette méthode permet d'ajuster les propriétés mécaniques initiales d'un modèle biomécanique à multi-corps flexibles du rachis scoliotique en fonction de la réductibilité segmentaire des déformations scoliotiques mesurée expérimentalement lors d'un test d'inflexion latérale. Le modèle biomécanique personnalisé du rachis scoliotique a ensuite été utilisé pour modéliser les manœuvres d'instrumentation chirurgicale et étudier l'influence de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique. L'instrumentation chirurgicale a été simulée avec plusieurs valeurs de paramètres de personnalisation des propriétés mécaniques dont les valeurs spécifiques aux patients et les résultats de simulation ont été comparés à la correction chirurgicale mesurée par reconstruction 3D pré- et post-instrumentation.

L'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis de 10 patients scoliotiques a permis de discriminer les segments flexibles et les segments rigides en fonction d'une classification basée sur les paramètres d'ajustement mécanique du modèle

biomécanique. Cette étude suggère que la variabilité inter-individuelle de la flexibilité segmentaire du rachis est importante chez les patients scoliotiques et doit être incorporée par les modèles biomécaniques pour représenter adéquatement le comportement du rachis scoliotique lors de l'instrumentation chirurgicale. Bien que la pertinence clinique de cette classification reste à confirmer avec un plus grand nombre de patients scoliotiques, elle permet d'améliorer l'évaluation de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique en estimant les forces de réaction intervertébrale et pourrait permettre d'améliorer la prédiction clinique de la correction chirurgicale. Cette classification a également permis de comparer la flexibilité des segments scoliotiques de patients avec la correction chirurgicale et les forces en jeu prédits par le modèle biomécanique. L'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique permet donc de fournir une information pertinente aux chirurgiens qui peut les aider lors de la planification chirurgicale.

Le modèle d'instrumentation chirurgicale Colorado 2 a été proposé dans le but d'évaluer la correction immédiate produite par les différentes manœuvres chirurgicales et d'étudier l'influence de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique sur la correction prédite. Les résultats de simulation sur 7 patients scoliotiques permettent de conclure que ce modèle incluant des propriétés géométriques et mécaniques spécifiques aux patients permet de prédire adéquatement la correction chirurgicale étant donné les faibles différences entre la correction des déformations régionales prédite par le modèle dans le plan frontal et dans le plan sagittal et celle mesurée par reconstruction 3D.

L'influence de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique sur la correction par instrumentation chirurgicale a été étudiée de plusieurs façons dans ce travail. D'abord, la comparaison entre les simulations de l'instrumentation chirurgicale avec et sans personnalisation des propriétés mécaniques n'a présenté aucune amélioration significative de la correction prédite par le modèle. De plus, aucune relation significative n'a été observée entre la rigidité des segments thoraciques et lombaires et la correction prédite par le modèle. Un certain nombre de sur-contraintes peuvent avoir limité l'évaluation de l'influence de la flexibilité segmentaire du rachis. L'étude de sensibilité met toutefois en évidence l'importance de la flexibilité du rachis du patient no. 4 lorsque la flexibilité de la tige correctrice est également représentée. De plus, la classification en fonction des paramètres de personnalisation mécanique tend à montrer une relation entre la flexibilité des segments rachidiens et les forces en jeux dans le rachis et l'instrumentation lors des manœuvres chirurgicales. Les résultats présentés dans cette thèse ne permettent donc pas de démontrer que la flexibilité du rachis scoliotique influence la correction obtenue lors de l'instrumentation chirurgicale. Certains de ces résultats tendent toutefois à indiquer que la flexibilité du rachis peut influencer la planification chirurgicale et justifient de poursuivre les études *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique et de modélisation de l'instrumentation chirurgicale Colorado 2 pour la planification chirurgicale.

Des recommandations peuvent également être formulées pour la suite des travaux dans le but d'améliorer l'outil d'évaluation *in-vivo* de la flexibilité segmentaire du rachis scoliotique et de confirmer sa pertinence clinique:

1. Proposer et développer une méthode d'imagerie et de reconstruction 3D ou d'analyse cinématique du rachis scoliotique en inflexion latérale;
2. Intégrer l'ajustement des paramètres mécaniques dans le plan sagittal;
3. Améliorer la reproductibilité du mouvement d'inflexion latérale en utilisant une méthode avec point d'appui;
4. Mesurer expérimentalement les forces externes transmises lors du test d'inflexion avec point d'appui pour mieux représenter le mouvement d'inflexion latérale lors des simulations.
5. Poursuivre l'étude sur un plus grand nombre de patients scoliotiques pour confirmer la pertinence clinique de la classification proposée.

Enfin, quelques recommandations peuvent également être mentionnées concernant la modélisation de l'instrumentation chirurgicale :

1. Raffiner la modélisation des conditions aux frontières pour mieux représenter le positionnement du patient sur la table d'opération;
2. Raffiner les mécanismes de l'instrumentation, notamment la liaison entre le clip et l'implant, pour libérer des DDL lors des manœuvres;
3. Proposer une méthode pour mesurer la forme de la tige après le cintrage et représenter les 2 tiges flexibles dans le modèle d'instrumentation chirurgicale;

4. Proposer et développer une méthode d'imagerie et de reconstruction 3D permettant de représenter l'ensemble du tronc scoliotique (colonne vertébrale, cage thoracique et bassin) en position intra-opératoire;
5. Proposer une méthode systématique de positionnement initiale de la tige pour simplifier l'utilisation courante du modèle.

Ces outils pourront éventuellement être utilisés pour élaborer la stratégie opératoire en permettant au chirurgien d'évaluer et de mieux comprendre l'effet des différents choix qu'il effectue. Le modèle biomécanique personnalisé du rachis et de l'instrumentation Colorado 2 constituera un outil sophistiqué qui permettra de rationaliser les stratégies opératoires et d'évaluer les générations futures d'instrumentations chirurgicales dans le but d'améliorer le traitement chirurgical de la scoliose et la qualité de vie des patients.

Références

ADAMS, M. A. (1995). Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, results, and conclusions. *Spine* 20, 2151-6.

ADAMS, M. A., DOLAN, P. et HUTTON, W. C. (1987). Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine. *Spine* 12, 130-7.

AMIOT L.-P., LANG K., PUTZIER M., ZIPPEL H., LABELLE H. (2000). Comparative Results Between Conventional and Computer-Assisted Pedicle Screw Installation in the Thoracic, Lumbar, and Sacral Spine., *Spine* 25, 606-614.

ANDRÉ, B., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (1994). Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. *J Biomech* 27, 1023-35.

ANDRIACCHI, T., SCHULTZ, A., BELYTSCHKO, T., AND GALANTE, J. (1974). A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *J Biomech* 7, 497-507.

ANGELES, J. (1997). *Fundamental of Robotic Mechanical Systems: Theory, Methods and Algorithms*. New York: Springer & Verlag.

ARONSSON, D. D., STOKES, I. A., RONCHETTI, P. J. et RICHARDS, B. S. (1996). Surgical correction of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis:

prediction by lateral bending films. *J Spinal Disord* 9, 214-9.

ASHER M.A., COOK L.T., (1995). The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities. A cross-sectional study of 181 patients., *Spine*; 20, 1386-91.

ASHER, M. A. et BURTON, D. C. (1999). A concept of idiopathic scoliosis deformities as imperfect torsion(s). *Clin Orthop*, 11-25.

AUBIN, C.-E. (1995). *Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse*. 436p. Thèse de doctorat, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

AUBIN, C. E., DESCRIMES, J. L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F. et LABELLE, H. (1995). Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. *Ann Chir* 49, 749-61.

AUBIN, C. E., DANSEREAU, J., PARENT, F., LABELLE, H. et DE GUISE, J. A. (1997). Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comput* 35, 611-8.

AUBIN, C. E., DANSEREAU, J., PETIT, Y., PARENT, F., DE GUISE, J. A. et LABELLE, H. (1998). Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks. *Eur Spine J* 7, 59-65.

AUBIN, C. E., PETIT, Y., STOKES, I. A. F., POULIN, F. et GARDNER-MORSE, M. (2002). Biomechanical Modeling of Posterior Instrumentation of the Scoliotic Spine. *Comp Meth Biomech Biomed Eng* (sous presse).

BOUDREAULT, F. (1994). Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain. 152p. Mémoire de maîtrise, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

BRADFORD, D. S., LONSTEIN, J. E., OGILVIE, J. W. et WINTER, R. B. (1995). *Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities*. Philadelphie: W.B. Saunders Company.

BRANTLEY, A. G., MAYFIELD, J. K., KOENEMAN, J. B. et CLARK, K. R. (1994). The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine* 19, 1752-8.

CHALLIS, J. H. (1995). A procedure for determining rigid body transformation parameters. *J Biomech* 28, 733-7.

CHERIET, F., DANSEREAU, J., PETIT, Y., AUBIN, C. E., LABELLE, H. et DE GUISE, J. A. (1999a). Towards the self-calibration of a multi-view radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage.

International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence 13, 761-779.

CHERIET, F., DELORME, S., DANSEREAU, J., AUBIN, C. E., DE GUISE, J. A. et LABELLE, H. (1999b). Reconstruction radiographique peropératoire de la colonne

vertébrale scoliotique. *Ann Chir* 53, 808-15.

CHEUNG, K. M. et LUK, K. D. (1997). Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph. *J Bone Joint Surg Am* 79, 1144-50.

CHOI W.W., GREEN B.A., LEVI A.D.O. (2000). Computer-assisted Fluoroscopic Targeting System for Pedicle Screw Insertion., *Neurosurgery* 47, 872-878.

CLEMENTE, C. D. (1987). *Anatomy: A Regional Atlas of the Human Body*. 3^e éd. Baltimore: Urban & Schwarzenberg. 439p.

COBB, J. R. (1948). Outline for the study of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg Instruct Lect* 5, 261-275

COTREL, Y. P. (1987). *Device for Supporting the Rachis*. 10p., Int. Cl. A61B 017/56. Brevet américain 4 641 636.

COTREL, Y., DUBOUSSET, J. et GUILLAUMAT, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop* 227, 10-23.

CRIPTON, P. A., BRUEHLMANN, S. B., ORR, T. E., OXLAND, T. R. et NOLTE, L. P. (2000). In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduced apparatus-related artefacts. *J Biomech* 33, 1559-68.

CRISCO, J.J., CHEN, X, PANJABI, M.M., WOLFE, S.W. (1994). Optimal marker placement for calculating the instantaneous center of rotation. *J Biomech* 27, 1183-7.

DANIELSSON, A. J. et NACHEMSON, A. L. (2001). Radiologic findings and curve progression 22 years after treatment for adolescent idiopathic scoliosis: comparison of brace and surgical treatment with matching control group of straight individuals. *Spine* 26, 516-25.

DANSEREAU, J. et STOKES, I. A. (1988). Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *J Biomech* 21, 893-901.

DANSEREAU, J., BEAUCHAMP, A., DE GUISE, J. et LABELLE, H. (1990). Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques. *Proceedings of the 16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering*, Toronto, 61-64.

DELORME, S., PETIT, Y., DE GUISE, J. A., AUBIN, C. E., LABELLE, H., LANDRY, C. et DANSEREAU, J. (1999a). Three-dimensional modelling and rendering of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *Second International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*. Los Alamitos: IEEE Comput. Soc. 497-505.

DELORME S., LABELLE H., AUBIN C.-É., DE GUISE J.A., RIVARD C.-H., POITRAS B., COILLARD C., DANSEREAU J. (1999b). Intraoperative Comparison of Two Instrumentation Techniques for the Correction of Adolescent Idiopathic Scoliosis - Rod Rotation and Translation, *Spine* 24, 2011-2018.

DELORME, S., LABELLE, H., AUBIN, C. E., DE GUISE, J. A., RIVARD, C. H., POITRAS, B. et DANSEREAU, J. (2000a). A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. *Spine* 25, 205-10.

DELORME, S., LABELLE, H., POITRAS, B., RIVARD, C. H., COILLARD, C. et DANSEREAU, J. (2000b). Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord* 13, 93-101.

DELORME, S., PETIT, Y., DE GUISE, J. A., LABELLE, H., AUBIN, C.-É., AND DANSEREAU, J. (2002). Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modelling of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* (soumis).

DENTON T.E., RANDALL F.M., DEINLEIN D.A. (1992). The Use of Instant Moiré Photographs to Reduce Exposure from Scoliosis Radiographs., *Spine* 17, 509-512.

DESCRIMES, J.-L. (1995). *Modélisation par éléments finis du rachis thoracique et lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques*. 166p. Thèse de doctorat, département de génie mécanique, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris.

DICK, J. C., JONES, M. P., ZDEBLICK, T. A., KUNZ, D. N. et HORTON, W. C. (1994). A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screws and cross-linkage in lumbar pedicle fixation. *J Spinal Disord* 7, 402-7.

DRERUP, B. (1984). Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles. *J Biomech* 17, 923-35

DUBOUSSET, J., HERRING, J. A. et SHUFFLEBARGER, H. (1989). The crankshaft phenomenon. *J Pediatr Orthop* 9, 541-50.

DUBOUSSET, J. (1993). L'instrumentation de Cotrel-Dubousset: stabilisation rachidienne et correction des déformations. *Rachis* 5, 287-296.

DUBOUSSET J. (1994). Three-Dimensional Analysis of the Scoliotic Deformity. *The Pediatric Spine: Principles and Practice. Volume 1.* éd. S.L. Weinstein, New York: Raven Press, 479-96.

DUHAIME, M., LABELLE, P., LEBEL, M., SIMONEAU, R., POITRAS, B., RIVARD, C. H. et MARTON, D. (1982). Traitement de la scoliose idiopathique par la technique de Harrington. Expérience de l'hôpital Sainte-Justine, Montréal. *Chir Pediatr* 23, 17-22.

DUKE, K. K., HILL, D. L., MOREAU, M. J., MAHOOD, J. K., RASO, V. J. et BUDNEY, D. R. (1999). Load Measurement During Scoliosis Surgery. *Research into Spinal Deformities* 2, ed. STOKES, I. A. F., Amsterdam: IOS Press, 109-112..

DUNLOP, R. B., ADAMS, M. A. et HUTTON, W. C. (1984). Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *J Bone Joint Surg Br* 66, 706-10.

GARDNER-MORSE, M. et STOKES, I. A. (1994). Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech* 27, 177-81.

GAYET, L. E., PRIES, P., HAMCHA, H., CLARAC, J. P. et TEXEREAU, J. (2002). Biomechanical study and digital modeling of traction resistance in posterior thoracic implants. *Spine* 27, 707-14.

GHANEM, I. B., HAGNERE, F., DUBOUSSET, J. F., WATIER, B., SKALLI, W. et LAVASTE, F. (1997a). Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A preliminary report. *Spine* 22, 1913-21.

GHISTA, D. N., VIVIANI, G. R., SUBBARAJ, K., LOZADA, P. J., SRINIVASAN, T. M. et BARNES, G. (1988). Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *J Biomech* 21, 77-88.

HEDMAN T.P. et FERNIE G.R. (1997). Mechanical Response of the Lumbar Spine to Seated Postural Loads. *Spine* 22, 734-743. HUMKE, T., GROB, D., SCHEIER, H. et SIEGRIST, H. (1995). Cotrel-Dubousset and Harrington Instrumentation in idiopathic scoliosis: a comparison of long-term results. *Eur Spine J* 4, 280-3.

JOST, B., CRIPTON, P. A., LUND, T., OXLAND, T. R., LIPPUNER, K., JAEGER, P. et NOLTE, L. P. (1998). Compressive strength of interbody cages in the lumbar spine:

the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density. *Eur Spine J* 7, 132-41.

KAPANDJI, I. A. (1982). *Physiologie articulaire: schémas commentés de mécanique humaine*. Volume 3, 4^e éd. Paris: Librairie Maloine.

KING, H. A., MOE, J. H., BRADFORD, D. S. et WINTER, R. B. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 65, 1302-13.

KLEPPS, S. J., LENKE, L. G., BRIDWELL, K. H., BASSETT, G. S. et WHORTON, J. (2001). Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 26, E74-9.

KOSTUIK, J. P., MUNTING, E. et VALDEVIT, A. (1994). Biomechanical analysis of screw load sharing in pedicle fixation of the lumbar spine. *J Spinal Disord* 7, 394-401.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C. et JEQUIER, J. C. (1995a). Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *Eur Spine J* 4, 88-94.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C., POITRAS, B., RIVARD, C. H., STOKES, I. A. et DE GUISE, J. (1995b). Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine* 20, 2487-92.

LAINÉ T., SCHLENZKA D., MÄKITALO K., TALLROTH K., NOLTE L.-P.,
Visarius H. (1997). Improved Accuracy of Pedicle Screw Insertion With Computer-
Assisted Surgery, A Prospective Clinical Trial of 30 Patients, *Spine* 22, 1254-1258.

LANDRY C., LABELLE H., DANSEREAU J., LIBERGE J., ASHER M., DE GUISE J.
(1998). Caractéristiques morphométriques d'un rachis scoliotique, *Ann Chir* 52, 784-790.

LAVASTE, F., ASSELINEAU, A., DIOP, A., GRANDJEAN, J. L., LAURAIN, J. M.,
SKALLI, W. et ROY-CAMILLE, R. (1990). Protocole expérimental pour la
caractérisation mécanique de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse
dorso-lombaires. *Rachis* 2, 435-446.

LAVASTE, F., SKALLI, W., ROBIN, S., ROY-CAMILLE, R. et MAZEL, C. (1992).
Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J*
Biomech 25, 1153-64.

LE BORGNE, P. (1998). Modélisation par éléments finies de la correction chirurgicale
de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset. École Nationale Supérieure d'Arts
et Métiers, département de génie mécanique.

LEBORGNE P., SKALLI W., LECIRE C., DUBOUSSET J., ZELLER R. et LAVASTE
F. (1999). Simulations of CD Surgery on a Personalized Finite Element Model:
Preliminary Results. *Research into Spinal Deformities* 2. , éd. STOKES, I. A. F.,
Amsterdam : IOS Press, 126-129.

LEGAYE J., LOKIETEK W., ORBAN C., JACQUMIN N. (1992). Le scanner optique ISIS: utilisation dans le bilan et le contrôle des déviations rachidiennes., *Acta Orthop Belg* 58, 66-72.

LENKE, L. G., BRIDWELL, K. H., BALDUS, C., BLANKE, K. et SCHOENECKER, P. L. (1992). Cotrel-Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 74, 1056-67.

LENKE, L. G., BRIDWELL, K. H., BLANKE, K., BALDUS, C. et WESTON, J. (1998). Radiographic results of arthrodesis with Cotrel-Dubousset instrumentation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A five to ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 80, 807-14.

LILJENQVIST U.R., LINK T.M., HALM H.F.H. (2000). Morphometric Analysis of Thoracic and Lumbar Vertebrae in Idiopathic Scoliosis, *Spine* 25, 1247-1253.

LUK, K. D., CHEUNG, K. M., LU, D. S. et LEONG, J. C. (1998). Assessment of scoliosis correction in relation to flexibility using the fulcrum bending correction index. *Spine* 23, 2303-7.

MAC-THIONG J.-M., LABELLE H., VANDAL S., AUBIN C.-É. (2000). Intra-Operative Tracking of the Trunk During Surgical Correction of Scoliosis: A Feasibility Study., *Comput Aided Surg* 5, 333-342.

MARIEB, E. N. (1993). *Anatomie et physiologie humaine*. Montréal : Éditions du

renouveau pédagogique. 1014p.

MARZAN, G.T. (1976). *Rational design for close-range photogrammetry*. PhD Dissertation, Department of Civil Engineering, University of Illinois at Urbana-Champaign, USA.

MATSUMOTO, T., KITAHARA, H., MINAMI, S., TAKAHASHI, K., YAMAGATA, M., MORIYA, H. et TAMAKI, T. (1997). Flexibility in the scoliotic spine: three-dimensional analysis. *J Spinal Disord* 10, 125-31.

MERLOZ P., TONETTI J., PITTET L., COULOMB M., LAVALLÉE S., SAUTOT P. (1998). Pedicle Screw Placement Using Image Guided Techniques, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 354, 39-48.

MOE, J. H. (1972). Methods of correction and surgical techniques in scoliosis. *Orthop Clin North Am* 3, 17-48.

MOE, J., WINTER, R., BRADFORD, D. et LONSTEIN, J. (1978). *Scoliosis and Other Spinal Deformities*. Philadelphia: W.B. Sanders Co.

MONTGOMERY, D.C. (2001). *Design and Analysis of Experiments*, 5th Edition, New York : John Wiley & Sons Inc.

MUSCHIK, M., SCHLENZKA, D., ROBINSON, P. N. et KUPFERSCHMIDT, C. (1999). Dorsal instrumentation for idiopathic adolescent thoracic scoliosis: rod rotation

versus translation. *Eur Spine J* 8, 93-9.

NEWTON P.O., WENGER D.R., MUBARAK S.J., MEYER R.S. (1997). Anterior Release and Fusion in Pediatric Spinal Deformity. A Comparison of Early Outcome and Cost of Thoracoscopic and Open Thoracotomy Approaches., *Spine* 22, 1398-1406.

NEWTON, P. O., CARDELIA, J. M., FARNSWORTH, C. L., BAKER, K. J. et BRONSON, D. G. (1998). A biomechanical comparison of open and thoracoscopic anterior spinal release in a goat model. *Spine* 23, 530-5; discussion 536.

NEWTON P.O., SHEA K.G., GRANLUND K.F. (2000) Defining the Pediatric Spinal Thoracoscopy Learning Curve. Sixty-Five Consecutive Cases, *Spine* 25, 1028-1035.

OXLAND, T. R., LIN, R. M. et PANJABI, M. M. (1992). Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. *J Orthop Res* 10, 573-80.

PANJABI, M. M., BRAND, R. A. JR et WHITE, A. A. 3RD (1976a). Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three- dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* 58, 642-52.

Panjabi, M. M., Brand, R. A. Jr., and White, A. A. d.(1976b). Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomech* 9, 185-92

PANJABI, M.M. (1979). Centers and angles of rotation of body joints: a study of errors and optimization. *J Biomech* 12, 911-20.

PANJABI, M. M. (1988). Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. *Spine* 13, 1129-34.

PANJABI, M. M., OXLAND, T. R., YAMAMOTO, I. et CRISCO, J. J. (1994). Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* 76, 413-24.

PANJABI, M. M., KATO, Y., HOFFMAN, H. et CHOLEWICKI, J. (2001). Canal and intervertebral foramen encroachments of a burst fracture: effects from the center of rotation. *Spine* 26, 1231-7.

PAPIN P, ARLET V, MARCHESI D, ROSENBLATT B, AEBI M. (1999). Unusual presentation of spinal cord compression related to misplaced pedicle screws in thoracic scoliosis., *Eur Spine J.* 8, 156-9.

PAPIN, P., ARLET, V., MARCHESI, D., LABERGE, J.M., AEBI, M. (1998). Traitement de la scoliose de l'adolescent par libération antérieure et arthrodèse vertébrale sous thoracoscopie: Résultats préliminaires., *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 84, 231-238.

PATWARDHAN, A. G., SONI, A. H., SULLIVAN, J. A. JR, GUDAVALLI, M. R. et SRINIVASAN, V. (1982). Kinematic analysis and simulation of vertebral motion under static load- part II: simulation study. *J Biomech Eng* 104, 112-8.

PATWARDHAN, A. G., HAVEY, R. M., MEADE, K. P., LEE, B. et DUNLAP, B.

(1999). A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine* 24, 1003-9.

PERDRIOLLE, R. (1979). *La Scoliose: son étude tridimensionnelle*. Paris: Maloine S.A.

PERDRIOLLE, R. AND VIDAL, J. (1981). Étude de la courbure scoliotique: Importance de l'extension et de la rotation vertébrale. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 67, 25-34

PETIT, Y., AUBIN, C.-E. et LABELLE, H. (2002). Kinematics of the Scoliotic Spine Instrumentation: Analysis of Intervertebral Rotations and Centres of Rotation. *Journal of Biomechanics* (soumis).

PETIT, Y., AUBIN, C.-E. et LABELLE, H. (2002). Relation between Patient Positioning, Trunk Flexibility and Surgical Correction of the Scoliotic Spine. *Research into Spinal Deformities*, éd. A. Tanguy et B. Peuchot, Amsterdam: IOS Press, 400-3.

PFLASTER, D. S., KRAG, M. H., JOHNSON, C. C., HAUGH, L. D. et POPE, M. H. (1997). Effect of test environment on intervertebral disc hydration. *Spine* 22, 133-9.

PLAMONDON, A., GAGNON, M., AND MAURAI, G. (1988). Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion. *Spine* 13, 1027-32.

POLLY, D. W. J. et STURM, P. F. (1998). Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility? *Spine* 23, 804-8.

PONCET P., DANSEREAU J., LABELLE H. (1999). Geometric Torsion in Idiopathic Scoliosis: a First 3D Analysis and a Proposal to a New Classification., , *Research into Spinal Deformities* 2 éd. I.A.F. Stokes, Asterdam: IOS Press, 122-125.

POPE, M. H., STOKES, I. A. et MORELAND, M. (1984). The biomechanics of scoliosis. *Crit Rev Biomed Eng* 11, 157-88.

POULIN, F. (1998). *Modélisation biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique*. 152p. Mémoire de maîtrise, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

POULIN, F., AUBIN, C. E., STOKES, I. A., GARDNER-MORSE, M., AND LABELLE, H. (1998). Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique à l'aide de mécanismes flexibles: étude de faisabilité. *Ann Chir* 52, 761-7

ROHLMANN, A., BERGMANN, G. et GRAICHEN, F. (1999). Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. *Eur Spine J* 8, 354-9.

ROUSSOULY, P., CHOPIN, D., ROY, C. et DIMNET, J. (1995). Technics and Preliminary Results Colorado. *Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities*, éd. M. D'Amico et coll., Amsterdam: IOS Press, 357-361.

ROUSSOULY, P., TAGLANG, G., GROSSE, A. , CHOPIN et D. (1998). *Spinal therapy apparatus*. 24p., int. Cl. A61B 017/70, Brevet américain 5,810,817.

SAWATZKY, B. J., TREDWELL, S. J., JANG, S. B. et BLACK, A. H. (1998). Effects of three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 23, 201-5.

SCHLENZKA, D., POUSSA, M. et MUSCHIK, M. (1993). Operative treatment of adolescent idiopathic thoracic scoliosis. Harrington-DTT versus Cotrel-Dubousset instrumentation. *Clin Orthop* 155-60.

SESSA, S. et LASCOMBES, P. (1993). Analyse du devenir des disques lombaires après instrumentation C-D dans les scolioses idiopathiques thoraciques. *Rachis* 223-40.

SEVASTIK, J. A. et STOKES, I. A. F. (2000). Idiopathic Scoliosis Terminology. *SPINE: State of the Art Reviews*, éd. Burwell R.G. et coll., Philadelphia: Hanley & Belfus inc., 14:2, 299-303.

SHONO, Y., KANEDA, K., ABUMI, K., MCAFEE, P. C. et CUNNINGHAM, B. W. (1998). Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. *Spine* 23, 1550-8.

SKALLI, W., LAVASTE, F., AND DESCRIMES, J. L. (1995). Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine* 20, 546-53.

SMEATHERS, J. E. et JOANES, D. N. (1988). Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. *J Biomech* 21, 425-33.

SODERKVIST, I. et WEDIN, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech* 26, 1473-7.

SOFAMOR DANEK GROUP. (1998). *Colorado 2, the new revolution: Posterior & anterior spinal system*. Paris: Sofamor Danek., PL862.

SOFAMOR DANEK GROUP. (1999). *Colorado 2, the new revolution: Surgical Technique*. Paris: Sofamor Danek., BO862.

SONI, A. H., SULLIVAN, J. A. JR., PATWARDHAN, A. G., GUDAVALLI, M. R. et CHITWOOD, J. (1982). Kinematic analysis and simulation of vertebral motion under static load- part I: kinematic analysis. *J Biomech Eng* 104, 105-11.

STOKES, I. A., BIGALOW, L. C., AND MORELAND, M. S. (1986). Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine* 11, 213-8.

STOKES, I. A., BIGALOW, L. C. et MORELAND, M. S. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res* 5, 102-13.

STOKES, I. A., ARONSON, D. D., RONCHETTI, P. J., LABELLE, H. et

DANSEREAU, J. (1993). Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better. *J Spinal Disord* 6, 333-8.

STOKES, I. A. AND GARDNER-MORSE, M. (1993). Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine* 18,

2457-64.

STOKES, I. A. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine* 19, 236-48.

STOKES, I. A. F., GARDNER-MORSE, M., AUBIN, C.-É., POULIN, F. et LABELLE, H. (1999). Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery. *Research into Spinal Deformities 2*, éd. STOKES, I. A. F., Amsterdam : IOS Press, 343-346.

STOKES, I. A. F. (2001). Spinal Biomechanics. *The Pediatric Spine: Principles and Practice*, éd. WEINSTEIN, S. L., Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, 57-71.

TAKAHASHI, S., PASSUTI, N. et DELECRIN, J. (1997). Interpretation and utility of traction radiography in scoliosis surgery. Analysis of patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine* 22, 2542-6.

TREDWELL S.J., SAWATZKY B.J., HUGHES B.L. (1999). Rotations of a Helix as a Model for Correction of the Scoliotic Spine. *Spine* 24, 1223-1227.

TROCHU, F. (1993). A contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering with Computers* 9, 160-177.

TSANTRIZOS, A., ANDREOU, A., AEBI, M. et STEFFEN, T. (2000). Biomechanical stability of five stand-alone anterior lumbar interbody fusion constructs. *Eur Spine J* 9,

14-22.

VANDERBY, R. JR., DANIELE, M., PATWARDHAN, A. et BUNCH, W. (1986). A method for the identification of in-vivo segmental stiffness properties of the spine. *J Biomech Eng* 108, 312-6.

VAUGHAN, J. J., WINTER, R. B. et LONSTEIN, J. E. (1996). Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 21, 2469-73.

VERNIEST, F. (2002). *Formalisation d'actes chirurgicaux de la correction du rachis scoliotique: application à leur modélisation mécanique par approche multi-corps flexibles*. Thèse de doctorat, Département de génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

VILLEMURE I., AUBIN C.-E., DANSEREAU J., PETIT Y., LABELLE H. (1999). Correlation study between spinal curvatures and vertebral and disk deformities in idiopathic scoliosis, *Ann Chir* 53, 798-807.

VILLEMURE I., AUBIN C.-E., DANSEREAU J., LABELLE H. (2000). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *Journal of Orthopaedic Research* (soumis).

WEMYSS-HOLDEN S.A., BURWELL R.G., POLAK F.J., JACOBS K.J., MCNEILL

A.S., WEBB J.K., MOULTON A., WOJCIK A.S. (1992) Segmental evaluation of the surface and radiological deformity after Cotrel-Dubousset (CD) instrumentation for King type II and III. adolescent idiopathic scoliosis (AIS): surgical and etiological implications. *Acta Orthop Belg* 58S, 135-138.

WHITE, A. A. et PANJABI, M. M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2^e éd. Philadelphie: J. B. Lippincott Company. 534p.

WILKE, H. J., KRISCHAK, S. et CLAES, L. E. (1996). Formalin fixation strongly influences biomechanical properties of the spine. *J Biomech* 29, 1629-31.

WILKE, H. J., WENGER, K. et CLAES, L. (1998). Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 7, 148-54.

WOOD, K. B., POPP, C. A., TRANSFELDT, E. E. et GEISSELE, A. E. (1994). Radiographic evaluation of instability in spondylolisthesis. *Spine* 19, 1697-703.

YOUSSEF, J. A., MCKINLEY, T. O., YERBY, S. A. et MCLAIN, R. F. (1999). Characteristics of pedicle screw loading. Effect of sagittal insertion angle on intrapedicular bending moments. *Spine* 24, 1077-81.

Annexe 1 – Article sur la relation entre la flexibilité et la correction chirurgicale

L'étude présentée dans l'article de conférence inclus dans cette section a été réalisée dans le cadre de ce projet de doctorat. Cette étude permet d'aider le lecteur dans la compréhension des relations qui existent entre la correction obtenue suite à l'instrumentation chirurgicale et la réduction des courbes scoliotiques lors du test d'inflexion latérale ainsi que lorsque le patient adopte une position couchée. Cet article intitulé « Relation Between Patient Positioning, Trunk flexibility and Surgical Correction of the Scoliotic Spine » est paru dans le livre Research into Spinal Deformities 3, A. Tangy et B. Peuchot (Eds), IOS Press, vol 88, pp. 400-3, 2002.

RELATION BETWEEN PATIENT POSITIONING, TRUNK
FLEXIBILITY AND SURGICAL CORRECTION OF THE SCOLIOTIC
SPINE

Y. PETIT^{1,2}, C.-É. AUBIN^{1,2}, H. LABELLE²

*1- École Polytechnique, PO Box 6079, Station Centre-ville, Montréal, H3C 3A7,
Canada*

*2- Research Center, Sainte-Justine Hospital, 3175 Côte Sainte-Catherine, Montréal,
H3T 1C5 Canada*

Abstract. The purpose of this work is to investigate the relations between the correction of idiopathic scoliosis obtained by surgical instrumentation and the positioning of the patient on the surgical table as well as the curve reduction following the bending test. A retrospective study of preoperative standing, supine and lateral bending films as well as postoperative standing films was made using multiple regressions in order to identify the most significant parameters and define linear statistical models to predict the surgical correction. Postoperative thoracic Cobb angle is significantly associated to left and right bending Cobb angles and the post-op lumbar Cobb is associated to the supine and the left bending Cobb angles. This preliminary study suggests that such parameters should be considered in the pre-operative planning of surgery as well as in biomechanical models to obtain more adequate predictive values of the surgical outcome and to better understand the biomechanics of scoliosis surgical correction.

1. Introduction

Idiopathic scoliosis is a complex 3D deformity of the trunk, where severe cases are treated with surgical instrumentation to reposition the trunk in a normal shape and maintain the correction until adequate fusion of the instrumented segment. Although surgical techniques have been greatly improved in the last decade with the development of 3D segmental instrumentations, the correction is still not optimal in many cases. Lateral bending films are widely used in the surgical planning [2,3] to identify spinal flexibility and the levels of instrumentation. Delorme et al. [1] have shown that more than 50% of the correction of the Cobb angle is obtained prior to the instrumentation when the patient is lying down with the spine exposed. However, the relations between the positioning of the patient on the surgery table, the reduction of curves during the bending test and the final correction obtained have not been established yet.

The objective of this work is to investigate the relations between the correction obtained by the surgical instrumentation and the positioning of the patient on the surgical table as well as the curve reduction following the bending tests.

2. Methods

Seventy one patients (58 girls, 13 boys) aged of 16 ± 2 years at the time of surgery were included in this retrospective study. All the patients had idiopathic scoliosis and presented right thoracic (RT, $n = 31$) or right thoracic and left lumbar (RT-LL, $n = 40$) curves with mean thoracic Cobb angles of $55^\circ \pm 12^\circ$ and lumbar Cobb angles of

$51^{\circ} \pm 13^{\circ}$ on the standing preoperative radiograph. For each patient, the Cobb angle was measured on 5 radiographs: preoperative standing, supine, right and left bending films and one month postoperative standing film.

Statistical analyses were performed using Statistica 5.5 software (© StatSoft Inc.) to determine if the Cobb angle measured on the bending and the supine films are related to the surgical correction. Forward and backward stepwise multiple linear regressions were performed to identify the most significant parameters and to define predictive linear models of postoperative Cobb angles. Thoracic and lumbar curves were analysed independently in order to obtain the largest data population for both thoracic and lumbar statistical models.

3. Results and Discussion

Figure 1 shows that 38% of the correction is observed from standing to supine preoperative radiographs for thoracic curves and 44% for lumbar curves. This result is in agreement with Delorme et al. [1] who documented a significant reduction of the Cobb angle following the positioning of patients on the surgical table. Moreover, 72% of the correction is observed on right bending films for thoracic curves and 86% on left bending films for lumbar curves. This last result also suggests that the flexibility of curves expressed by the Cobb angle reduction on bending films is an important indicator of the surgical correction that could be achieved. A paired T-test confirmed that all

observed changes in curvature are significant ($p < 0.05$) except between the left bending and the postoperative lumbar Cobb angles.

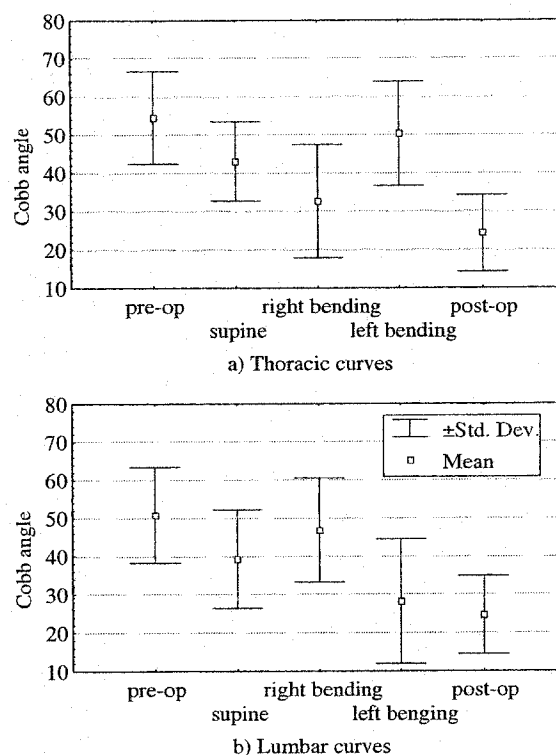


Figure 1 Mean and standard deviation of measured Cobb angles

Multiple linear regressions on thoracic curves showed that postoperative Cobb angle ($n = 71$) is significantly associated with the right and left bending thoracic Cobb angles ($p < 0.05$). The statistical model resulting from both forward and backward stepwise regressions is ($R^2 = 0.529$):

$$\text{CobbT}_p = -0.858 + 0.292 \text{CobbT}_l + 0.319 \text{CobbT}_r$$

where CobbT_p , CobbT_l , CobbT_r are respectively postoperative, left and right bending thoracic Cobb angles. Using this model, 47% of post-op Cobb angles were predicted

within $\pm 5^\circ$. Moreover, the analysis of residuals showed that more than 95% of the cases are located within $\pm 2\sigma$.

For the lumbar curves ($n=40$), the left bending and supine Cobb angles were the only variables associated with the post-op Cobb angle. The resulting model ($R^2 = 0.454$) is:

$$\text{CobbL}_p = 5.012 + 0.418 \text{ CobbL}_s + 0.114 \text{ CobbL}_l$$

where CobbL_p , CobbL_s , CobbL_l are respectively postoperative, supine and left bending lumbar Cobb angles. This model allowed to predict 45 % of post-op lumbar Cobb angles within $\pm 5^\circ$ with 1 outlier (2.5%).

These results indicate that the flexibility of the curves (associated with bending Cobb angles) and the positioning of the patients on the surgery table (associated with supine Cobb angles) may influence the outcome of scoliosis surgery. However, this study does not take into account the difference between supine and prone (surgical) postures. Moreover, bending tests are providing a measurement of the mobility instead of the flexibility of the spine and the reproducibility of this method is not optimal. The development of new methods of measurement of the flexibility of the spine and the positioning of the patients during the surgery should give new insights for the preoperative planning of surgery and the refinement of biomechanical models.

4. Conclusion

This study provided linear relations between the correction obtained by the surgical instrumentation and the curve reduction following the positioning of the patient on a

table as well as following the lateral bending tests. It suggests that the flexibility of the spine and the positioning of the patients on the surgery table should be considered in the preoperative planning of surgery as well as in biomechanical models. Studies are underway to improve the measurement and the adjustment of the positioning of the patients on the surgical table as well as the measurement of the flexibility of the scoliotic spine. The improved knowledge of important biomechanical parameters such as flexibility of the trunk and preoperative positioning of patients should allow to improve the preoperative planning as well as the outcome of surgery.

Acknowledgements

This research was funded by La Fondation de l'Hôpital Sainte-Justine. The authors would like to thank Annick Poitras for her anterior work and data collection.

References

- [1] Delorme S, Labelle H, Poitras B, Rivard C-H, Coillard C, Dansereau J, Pre-, intra- and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis, *Journal of Spinal Disorders*, 13:2, pp. 93-101, 2000.
- [2] Polly, DW and Peter FS, Traction Versus Supine Side Bending – Which technique Best Determines Curve Flexibility?, *Spine*, 23:7, pp. 804-808, 1998.
- [3] Vaughan JJ, Winter RB, Lonstein JE, Comparison of the Use of Supine Bending and Traction Radiographs in the Selection of the Fusion Area in Adolescent Idiopathic Scoliosis, *Spine*, 21:21, pp. 2469-2473, 1996